

Aus der Chirurgischen Universitätsklinik und Poliklinik
im Klinikum Westend
Direktor: Prof. Dr. E. S. Bücherl

ENTWICKLUNGEN AUF DEM GEBIET
DER KUNSTHERZFORSCHUNG:
IMPLANTIERBARE KÜNSTLICHE HERZEN,
IHRE ANTRIEBS- UND STEUERSYSTEME

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den
Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Soulier, Wolfgang
aus Weimar

1972



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Chirurgischen Universitätsklinik und Poliklinik
im Klinikum Westend

Direktor: Prof. Dr. E.S.Bücherl

ENTWICKLUNGEN AUF DEM GEBIET DER KUNSTHERZFORSCHUNG:

IMPLANTIERBARE KÜNSTLICHE HERZEN, IHRE ANTRIEBS-

UND STEUERSYSTEME



Inaugural - Dissertation

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Soulter, Wolfgang
Weimar

Referent : Prof. Dr. E.S. Bücherl

Koreferent : Prof. Dr. H.L. Thron



Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 18. 9. 1972

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I. Einleitung	8
II. Geschichte künstlicher Herzen	11
III. Künstliche Herzen	13
1. Stellung im Kunsterzsystem	13
2. Aufgabe und Leistungsforderungen	15
3. Testung im künstlichen Kreislauf	16
4. Werkstoffe	18
4.1. Silastic	18
4.2. Polyurethan	19
4.3. Naturkautschuk	20
5. Thrombosen	20
5.1. Interface Phänomen	20
5.2. Rheologische Faktoren	22
6. Vorhöfe	24
7. Einteilung künstlicher Herzen	25
8. Pumpentypen	28
I. Pumpen mit Membranen	28
8.1. Pumpen mit sackförmiger Membran (A)	28
8.1.1. Pumpen mit hemisphärischer Membran	34
8.1.2. Pumpen mit sackförmiger Membran (B)	38
8.2. Schlauchpumpen (A)	41
8.2.1. Rollerpumpen (B)	45

	Seite
8.3. Pumpen mit flacher Membran	46
8.4. Pumpen mit Bellofram - Membranen (A)	47
8.4.1. Pumpen mit Bellofram - Membranen (B)	51
II. Pumpen ohne Membranen	53
8.5. Zentrifugalpumpen	53
IV. Antrieb	59
1. Einteilung	59
2. Indirekte Antriebsformen	61
2.1.1. Hochfrequenz - Induktion	61
2.1.2. Magnetische Induktion	62
3. Direkte Antriebsformen	63
3.1. Elektrisch	63
3.1.1. Elektromotore	63
3.1.2. Solenoide	67
3.1.3. Piezoelektrische Elemente	70
3.2. Mechanisch	73
3.2.1. Flüssigkeiten	73
3.2.2. Gase	74
3.3. Erzeugung von Druckpulsen	75
3.3.1. Verdichter	75
3.3.2. Solenoid - Ventile	77

	Seite
V. Steuerung	81
1. Einteilung	81
2. Regelkreismodell	83
3. Physiologische Voraussetzungen und grundsätzliche Anforderungen	84
4. Direkt wirkende elektronische Steuerung	86
5. Indirekt wirkende elektronische Steuerung	87
5.1. NASA - Steuerung (zyklische Steuerung)	87
5.2. Impulssteuerung	92
6. Elektrohydraulische Antriebs - und Steuereinheit	94
7. Direkt wirkende mechanische Steuerung	98
VI. Literaturverzeichnis	103

I Einleitung

Daß den Forschungsbemühungen um das künstliche Herz innerhalb der experimentellen Chirurgie beträchtliche Bedeutung zukommt, läßt sich aus einigen nüchternen Daten entnehmen : Nach BÜCHERL (23) sterben in Deutschland jährlich rund 150 000 Menschen an den Folgen von Herzerkrankungen. Bei etwa 5 - 10 % solcher Patienten wäre - je nach Alter und Zustand der allgemeinen Körperfunktionen - die Implantation eines künstlichen Herzens angezeigt.

Ähnliche Vorstellungen waren es, die im Jahre 1964 (89) ein amerikanisches Untersuchungskomitee veranlassten , eine Empfehlung an den Präsidenten der USA zu richten, das Forschungsprogramm : „ Künstliches Herz " zu subventionieren. Dieser Empfehlung lag die Erkenntnis zugrunde, daß in den USA sogar über 70 % aller Todesursachen auf primäre Herz - erkrankungen entfielen. Die direkten Ausgaben für Herz - kranke betrugen 1962 in den USA 2,6 Milliarden Dollar. Die indirekten Ausgaben (Produktionsausfall) beliefen sich zusätzlich auf weitere 2,5 Milliarden Dollar (55) . Nach Ansicht von KOLFF könnten sogar ca. 20 % der Patienten mittels eines funktionstüchtigen künstlichen Herzens gerettet werden. Das bedeutet für die USA im Jahr etwa 100 000 Menschen.

Die Frage, ob die Entwicklung künstlicher Herzen sinnvoll erscheint und den Aufwand beträchtlicher Mittel rechtfertigt, kann daher auch aus volkswirtschaftlicher Sicht nach dem oben Gesagten bejaht werden.

Schon 1961 war KIRBY (47) der Ansicht, daß bei dem hohen Stand auf den Gebieten von Technik, Chirurgie und Physiologie durch eine - staatlich subventionierte - konzentrierte Zusammenarbeit von Wissenschaftlern dieser Fachrichtungen im Zeitraum von zwei bis fünf Jahren ein klinikreifes , implantierbares künstliches Herz geschaffen werden könne.

Immerhin wurde schon im Jahre 1964 das amerikanische Kunst - herzprogramm in den Zuständigkeitsbereich des National Heart Institute , das dem US Department of Health, Education and Welfare untersteht, eingegliedert. Seither gibt es in den Vereinigten Staaten dieses von KIRBY geforderte ausgedehnte Teamwork zwischen Medizinern, Technikern und Naturwissen - schaftlern.

1969 kann FARRIS (34) berichten, daß für das Kunstherz - forschungsprojekt in den USA jährlich ca. 8 Millionen Dollar bereitgestellt werden. An den Forschungsaufgaben sind sowohl die Universitäten, als auch Industrieunternehmen beteiligt. So waren (nach FARRIS) in den USA im Jahre 1968 allein 97 Firmen mit Entwicklungsaufgaben in das Kunstherzprogramm einbezogen.

Wie differenziert sich seine Entwicklungsziele heute dar - stellen, sei an Hand einer Systemaufstellung erläutert, wie sie von den Direktoren dieses Programms (Hastings und Harmison) genannt werden (zitiert nach FARRIS) :

1. HILFSSYSTEME für die Notbehandlung schwerkranker Patienten. Die Benutzung dieser Systeme würde die Zahl derjenigen Patienten, die das Krankenhaus zur weiteren Behandlung erreichen können, erhöhen und zu einer Verbesserung der anfänglichen Kranken - hausbehandlung führen.
2. HILFSSYSTEME sowohl innerhalb als auch außerhalb des Körpers für die vorübergehende Behandlung von Patienten. Diese Systeme würden benutzt, bis sich der klinische Zustand zufriedenstellend verbessert hätte oder bis eine wirksamere Behandlung oder eine Operation möglich wäre.
3. HILFSSYSTEME innerhalb des Körpers, die für die Lebenszeit des Patienten funktionieren könnten.
4. KUNSTHERZSYSTEME die das natürliche Herz in toto ersetzen können. HASTINGS und HARMISON schätzen einen Jahresbedarf von 200 000 Kunstherzen in den USA .

In der vorliegenden Arbeit wird der Versuch unternommen, Kunstherzsysteme in ihrer historischen und technischen Entwicklung zu besprechen. Aus Gründen der Anschaulichkeit werden künstliche Herzen, Antriebsmechanismen und Steuerelemente getrennt dargestellt.

Methoden und Leistungsfähigkeit der einzelnen Elemente werden, soweit dies möglich ist, miteinander verglichen. Auf einige wichtige Ergebnisse methodischer Grundlagen - forschungen wird in den entsprechenden Abschnitten eingegangen.

II Geschichte künstlicher Herzen

Der erste Versuch, ein künstliches Herz herzustellen, das die Zirkulation im Hund aufrecht erhalten sollte, wurde 1937 in Russland von DEMIKHOV unternommen.

Dieses Herz wurde von einer durch die Brustwand hindurch - geführten rotierenden Welle angetrieben.

1937 wurden 3 derartige Experimente, 1958 fünf weitere durchgeführt, die allerdings erfolglos blieben und nicht weitergeführt wurden (31 nach 55) .

Seit 1939 beschäftigt sich der Holländer W.J. KOLFF mit den Problemen künstlicher Organe mit den Schwerpunkten : Künstliches Herz und künstliche Niere.

Bereits 1949 lautete der Titel seiner Antrittsvorlesung an der Universität von Leyden (Holland) „ Leven zonder hart en nieren (Leben ohne Herz und Nieren)" (55) .

Am 12. Dezember 1957 ersetzte in seinem Labor in Cleveland (USA) ein künstliches Herz das natürliche eines Hundes. Dabei gelang es zu ersten Male, den Blutkreislauf künstlich aufrecht zu erhalten, während der Thorax des Versuchstieres geschlossen wurde. Die Publikation erfolgte 1958 durch AKUTSU und KOLFF (2).

Das künstliche Herz aus Polyurethan arbeitete 90 Minuten im anästhesierten Tier, welches selbsttätig atmete und Reflexe zeigte.

Abb 1 zeigt die Pumpe bei der Implantation.

In den darauf folgenden Jahren konnte gezeigt werden, daß die Überlebenszeit von Versuchstieren mit orthotopen Kunstherzen wesentlich gesteigert werden konnte. So berichteten 1970 AKUTSU et al. (9) , daß sie die Zirkulation im Schaf 55 Stunden aufrechterhalten konnten.

Am 4. April 1969 wurde am St. Luke 's Hospital in Houston (Texas) unter der Leitung von D.A. COOLEY (29) eine komplette Kunstherzprothese zum erstenmal einem Menschen implantiert.

Mit dieser international bekanntgewordenen Kunstherzimplantation am St. Luke 's Hospital wurde erstmals der wissenschaftlich experimentelle Beweis erbracht, daß ein Mensch zumindest einige Zeit mit einer Herzprothese zu überleben vermag.



Abb 1
(aus 55)

Im offiziellen Bericht von COOLEY vor der " American Society for Artificial Internal Organs " heißt es : „ Der Herzersatz funktionierte gleichmäßig vom 4. April 1969 , 16 Uhr bis zum 7. April 1969 - 64 Stunden. Nach der Extubation in der post - operativen Phase sprach der 47 Jahre alte Patient mit seiner Frau und den Ärzten und nahm Flüssigkeiten zu sich . " Der Patient starb an einer Nierentubulusnekrose und Pneumonie, nachdem der Versuch einer Herztransplantation gemacht worden war.

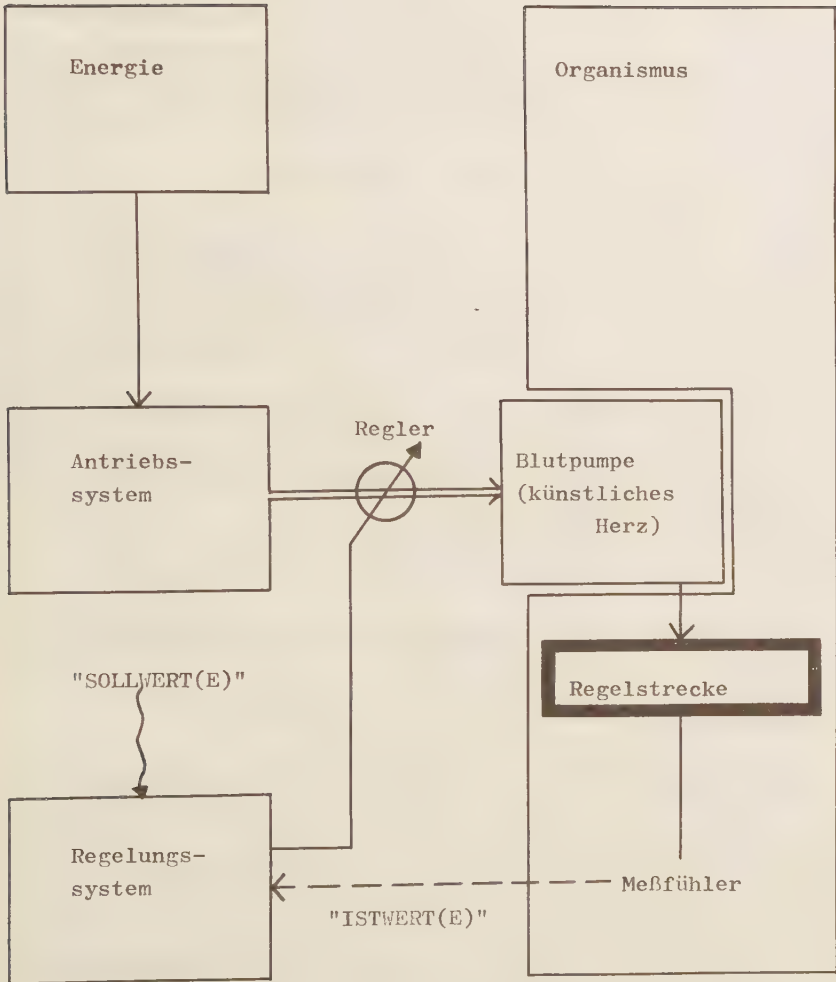
III Künstliche Herzen

1. Stellung im Kunsterzsystem

Das natürliche Herz stellt zugleich Pumpe als auch Motorelement mit variabler Transmission und inhärenten Selbstregaleigenschaften dar (nach GAUER, 36). Als künstliches Herz hingegen soll hier nur die Blutpumpe verstanden werden, die als Endglied des gesamten Kunsterzsystems ihre Energie von einem (meist) paracorporal gelegenen Antriebssystem bezieht, dessen Energiefluß zur Pumpe hin von einer Steuerungs-, bzw. Regelungsvorrichtung entsprechend dosiert werden muß.

In diesem Sinne ist die Pumpe nur ausführendes Organ, in ihrem Verhalten abhängig von verschiedenen „äußeren Faktoren“ der vorgeschalteten Systeme. Allerdings besitzen die verschiedenen Pumpentypen ein für sie jeweils charakteristisches Pumpverhalten, das auf konstruktionsbedingte „innere Faktoren“ zurückgeführt werden kann. Erst die Summe aller äußeren und inneren Faktoren zusammen ergibt ein Leistungsniveau, das vereinfachend im künstlichen Kreislauf getestet werden kann. In welchem Grade das Verhalten einer Pumpe im Zusammenhang mit den ihr vorgeschalteten Regel- und Antriebssystemen als „physiologisch“ zu bezeichnen ist, kann aber erst nach der Implantation im Tierversuch ermittelt werden.

Wie sich die Wechselbeziehungen zwischen Organismus und künstlichem Herzen im einzelnen gestalten, ist noch wenig bekannt. Abb 2 soll die Zusammenhänge nur stark vereinfachend andeuten.



2. Aufgabe und Leistungsforderungen

Die Aufgabe des künstlichen Herzens entspricht der des natürlichen Herzens. Als Totalersatz für das natürliche Herz soll es eine adäquate Zirkulation innerhalb physiologischer Grenzen im Patienten, bzw. im Versuchstier aufrechterhalten. Dabei muß während des Pumpvorganges das Blut so schonend wie möglich behandelt werden.

Als Leistungsanforderungen können nach KOLFF (54) folgende Werte angegeben werden :

1. Das zu fördernde Blutvolumen sollte je Pumpenhälfte zwischen 1,5 und 8 Litern variiert werden können.
2. Der Leistungsdruck der rechten Kammer sollte bei + 20 mm Hg liegen, aber bis auf + 80 mm Hg erhöht werden können.

Der Leistungsdruck der linken Kammer sollte zwischen + 120 mm Hg und + 180 mm Hg variabel sein.

3. Die Pumpfrequenz sollte im Bereich von 60 bis 160 Pulsen pro Minute regelbar sein.
4. Die Diastole sollte nach Möglichkeit länger als die Systole sein, um eine vollständige Kammerfüllung zu gestatten.

Nach WIGGERS (107) beträgt das zeitliche Verhältnis von Systole zu Diastole in Ruhe etwa 1 : 3 (S / D - Verhältnis) , was auch bei höheren Frequenzen eine ausreichende Füllungszeit gewährleistet.

5. Der venöse Füllungsdruck sollte nicht unter - 10 mm Hg und nicht über + 16 mm Hg , am besten im Bereich von 0 bis + 10 mm Hg liegen.

Über die Wichtigkeit einiger physiologischer Parameter, wie z.B. die Pulsdruckkurve, besteht noch keine einhellige Meinung und Klarheit.

Nach KVAN - GETT (60) sollte bei den unklaren physiologischen Charakteristika eine Kopie der natürlichen Herz-Kreislauf - verhältnisse angestrebt werden.

3. Testung im künstlichen Kreislauf

1959 wurde von KOLFF (52) ein künstliches Kreislaufmodell beschrieben, das auf einfache Weise die Leistungsfähigkeit künstlicher Herzen zu testen gestattet.

Dieses Modell ist schematisch in Abb 3 dargestellt. Es könnte als „ Prüfstand künstlicher Herzen " bezeichnet werden.

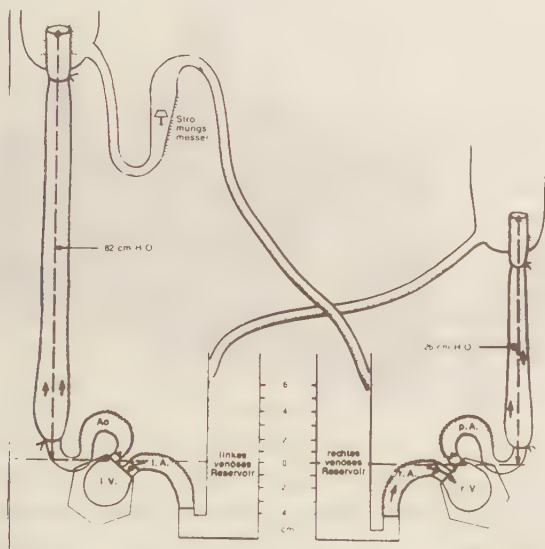


Abb 3
aus (56)

Die Drucke, gegen die jede Herzhälfte ein bestimmtes Blut - oder Testflüssigkeitsvolumen in der Zeiteinheit (HZV) fördern muß, werden durch die hydrostatischen Drucke in den Kunststoffschläuchen am Ausflusstrakt jedes Ventrikels gegeben. Die Flüssigkeitssäulen entsprechen der Aorta bzw. der A. pulmonalis. Die von ihnen ausgeübten hydrostatischen Drucke stimmen mit den physiologischen Werten während der Diastole überein. Der Abstrom erfolgt beiderseits in das venöse Reservoir des anderen Ventrikels über eine Schlauchhelix (s. Abb 4 aus 79).

Abb 5 zeigt eine neuere Version dieses Kreislaufmodells, wie es zur Zeit von KOLFF und Mitarbeitern angewendet wird.

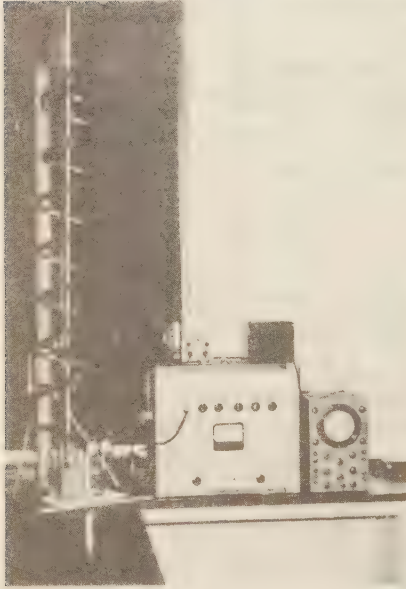


Abb 4 (aus 79)



Abb 5 (aus 57)

Ein nicht exaktes Starling-Verhalten (wie es hier verstanden wird) zeigt sich bald an der ungleichen Spiegelbildung in den venösen Reservoirs.

Sehr gut testbar sind die Werte der oben angegebenen Leistungsanforderungen an Pumpen in Verbindung mit ihren Antriebs- und Steuereinheiten durch so relativ einfache Manipulationen wie Veränderungen der Drucke und Widerstände in den verschiedenen Abschnitten des Testkreislaufs.

Normale Druck- und Volumpulscurven können in Kreislaufmodellen nicht erhalten werden, da die Impedanz dieser elastischen Systeme nicht derjenigen biologischer, intakter Gefäßsysteme entspricht (1968, WETTERER und KENNER, 106).

Weiterhin dienen die Kreislaufimitationen der Testung von künstlichen Klappen, sowie zur Abschätzung der Hämolyserate (79, 21).

4. Werkstoffe

4. 1. Silastic

Die kritischsten Teile eines künstlichen Herzens sind die, welche die Strombahn bilden, in besonderem Maße aber die pulsierende Ventrikelmembran.

Von einigen wenigen Ausnahmen (Zentrifugalpumpen) abgesehen, werden zur Herstellung künstlicher Herzen hochpolymere, elastische Kunststoffe (einzeln oder in Kombination) oder Naturgummi verwendet.

Von den vielen hunderttausend Synthetics sind nur wenige für die speziellen Belange künstlicher Blutpumpen geeignet. Das verwendete Material soll dünn, elastisch, kräftig und haltbar sein, ohne auf die Dauer an Resistenz einzubüßen, (das menschliche Herz schlägt im Jahr ca. 50 Millionen mal), es soll gut sterilisierbar sein, darf keineswegs cancerogen wirken, es soll sich chemisch inert verhalten, eine glatte Oberfläche haben (oder später eine Neoendocardbildung begünstigen), gut blutverträglich sein und möglichst thrombophobe Eigenschaften besitzen.

Außerdem soll der in Frage kommende Stoff leicht und bequem zu verarbeiten und in der Herstellung billig sein.

Bei Kunstherzen für den reinen Laborbedarf werden oft der Einfachheit halber starre Gehäuse (Kunstharze, Teflon, Plexiglas, Metalle u.ä.) verwendet.

Bei implantierbaren Herzen ist man heute allgemein davon abgekommen, da die Härte und Sperrigkeit solcher Herzen mechanisch den venösen Rückstrom beeinträchtigen können (76).

Eine bezüglich der Vorhöfe und Ventrikelmembranen niedrigere Compliance des Gehäuses kann durch größere Wanddicke und Verwendung matrixverstärkter Materialien (speziell bei Silastic) bewirkt werden.

Vor 12 Jahren wurde von der Firma Dow Corning (USA) für den medizinischen Gebrauch ein Siliconkautschuk mit dem Handelsnamen „ Silastic " auf den Markt gebracht (1964 , BRALEY , 20) , der viele der obengenannten Eigenschaften besitzt. Es stellt wohl das am häufigsten verwendete Material beim Bau künstlicher Herzen dar (5,6,7,9,44,54,75,94 u.a.). Silastic ist hitzestabil, haftet nur auf Silastic, ist äußerst weich und elastisch, nicht reißfest, kann aber mit einer Dacron - oder Teflonmatrix verstärkt werden, was seine geringe Eigenfestigkeit ausgleicht (von den meisten Autoren wird für die beweglichen Teile des Ventrikels dacronverstärktes Silastic angegeben). Der Vorteil des Silastics gegenüber anderen Werkstoffen besteht im Fehlen einer Fremdkörperreaktion, in seiner Beständigkeit, seiner glatten Oberfläche und der einfachen Verarbeitung.

Die knetbaren Platten können um eine Form herumgelegt und aneinandergespreßt werden. Bei Wärmeapplikation polymerisiert Silastic, es kann in diesem Zustand auch verklebt werden. Die Ränder gehen nahtlos ineinander über. Die Wanddicke ist durch lagenweises Übereinanderlegen einzelner (verstärkter oder unverstärkter) Platten variabel (1963, AKUTSU et al., 5). Die Methode wurde als Beschichtungsverfahren bezeichnet.

4. 2. Polyurethan

Von der KOLFF-Gruppe wurden auch Erfahrungen im Umgang mit teilvernetztem Polyurethan (2,4,51,62, NAKAMURA et al. 1969, 73) gesammelt. Es handelt sich dabei um Polyurethan VC (Esthane) von der Firma Goodrich (USA) (54).

Polyurethan erwies sich als mechanisch äußerst stabil, es kann jedoch leicht durch die organischen Stoffwechselprodukte zersetzt werden, was sich am Verlust seiner Resistenz bemerkbar macht. Möglicherweise könnte eine Carbonbeschichtung dem entgegenwirken (1966 , SHARP et al., 96) . Die Herstellung von Polyurethan - Herzen erfolgt im Tauchverfahren mit Matrizen.

4. 3. Naturkautschuk

Eines der festesten und zugleich dehnbarsten Materialien die in diesem Zusammenhang Bedeutung erlangten, ist Natur - kautschuk.

Auf die Eigenschaften dieses Stoffes wiesen schon 1963 ATSUMI et al. (11) und in jüngster Zeit wieder IMAI et al. (1970,44) hin.

Natürliches Latex ist nicht gut blutverträglich. Für den Gebrauch in Blutpumpen muß es chemisch gereinigt vorliegen. Nach Vernetzung und chemischer Vorbehandlung (mit Albumin und / oder Heparin) zeigt es in Pumpen gute Eigenschaften (49,60,108) . Geringe Bindegewebsreaktionen scheinen zur Zeit noch unvermeidlich (44) .

5. Thrombosen

In Verbindung mit künstlichen Herzen erwies sich die Rate der Todesursachen wegen Thromboembolien als allgemein so signifikant, daß von vielen Autoren nach der Thrombenbildung und Methoden zu ihrer Beseitigung geforscht wurde.

In der Hauptsache werden heute zwei voneinander unabhängige ätiologische Faktoren dafür verantwortlich gemacht :

1. Das Interface - Phänomen
2. Rheologische Faktoren

5. 1. Interface - Phänomen

Das Interface - Phänomen beruht auf den biologischen Eigentümlichkeiten der (etwa 100 Å dicken) Gefäßwand, die als Doppelmembran ausgebildet ist.

1963 konnten HARSHAW et al. (41) mit Hilfe der Elektroosmose negative Ladungen - hervorgerufen durch anorganische Ionenverschiebungen - in vitro nachweisen .

(Sie bezeichneten das gemessene Potential als Zeta-Potential.

Tatsächlich handelt es sich hier aber um ein transmembranales Potential. Der Begriff : Zeta - Potential bedeutet Scherpotential zwischen Membran oder Oberfläche, an der eine Flüssigkeit vorbeiströmt.

1964 gaben SAYER et al. (92) ein Gefäßwandmodell an, das - in Art des Schweizer Käses gebaut - aus fortlaufend verbundenen Poren (20-50 Å) und den sie bildenden 10 Å dicken, innen elektrisch negativ geladenen (- 10 bis - 20 mV) Doppellamellen bestand. Die Negativierung der inneren Oberflächen wurde auf den Austausch positiver Ionen (Ca^{++} , Na^{+} , K^{+}) zurückgeführt. Ihre Funktion soll in der Abstoßung der ebenfalls elektrisch negativ geladenen Blutkörperchen bestehen. Fehlen diese negativen Ladungsträger, so kommt es zur Wandthrombose.

LEININGER et al. (65) zeigten 1964, daß ursprünglich schwach negative Zeta - Potentiale auf Kunststoffoberflächen bei Blutberührung innerhalb von Sekunden durch Eiweiße abgepuffert werden. Es entsteht ein Null-Potential zwischen Blut und Kunststoff, wodurch die Voraussetzungen für die Bildung eines Thrombus geschaffen sind.

GOTT et al. (38) konnten eine Technik angeben, mit der es möglich war, einigen starren Kunststoffen und Metallen einen dauerhaften thrombophoben Überzug zu geben.

Mittels eines Plastikbindemittels verliehen sie den entsprechenden Oberflächen einen kolloidalen Graphitüberzug, tränkten diesen mit Benzalkonium (Zephiran - Chlorid) und ließen Heparin absorbieren. Mit dieser (GBH - Technik) Verfahrungsweise ließ sich eine Gerinnselbildung praktisch vermeiden.

Von anderen Arbeitsgruppen (1966 SHARP et al., 96 ; 1967 MURPHY et al., 71) konnte der prinzipielle Nachweis geführt werden, daß elektrisch negativ geladene Kunststoffoberflächen bis zu einem gewissen Grade thrombophob wirken.

Über einen prinzipiell anderen Weg berichteten 1966 LIOTTA et al. (66), welche implantierbare Blutpumpen mit Nylon - und Dacronvelour auskleideten. Auf der Oberfläche wurde bald nach der Berührung mit Blut ein Fibringerinnsel abgelagert, das schließlich die gesamte innere Oberfläche als spiegel - glatter Film überzog, der die Matrix für die anschliessende Bindegewebseinwucherung darstellte. Sie wurde von den Autoren als Pseudoendocard bezeichnet.

5. 2. Rheologische Faktoren

Zur Thrombenbildung kann weiterhin entscheidend das Strömungsmuster des Blutes in den Pumpen beitragen. Dies konnten 1967 LIOTTA et al. (67) mit einer speziell zur Strömungsbeobachtung konstruierten Pumpe nachweisen. Es zeigte sich allgemein, daß es an Orten geringer Strömungs - geschwindigkeit, der Stase oder im Bereich lokaler Turbu - lenzen zur vermehrten Fibrinablagerung kommt, welche die Thrombenbildung einleitet. In Abb 6 sind die gefährdeten Stellen markiert. Durch geeignete Formgebung lassen sich gehäufte Fibrinablagerungen vermeiden. Zu ganz ähnlichen Resultaten gelangten 1967 KWAN - GETT et al. (58), die darüber hinaus auf die bevorzugte Thrombenbildung an Über - gangs - bzw. Nahtstellen zwischen Ventrikelkammer (Silastic) und Gefäßansatz (Silastic, Nylon - Velour, Teflon) hin - wiesen.

1969 wurde auch von AKUTSU und TAKAGI (8) die Bedeutung der an den Gefäßansatzstützen sich bildenden Thromben - formationen als primärer Gefahrenherd für eine Thrombo - embolie in den Vordergrund gestellt.

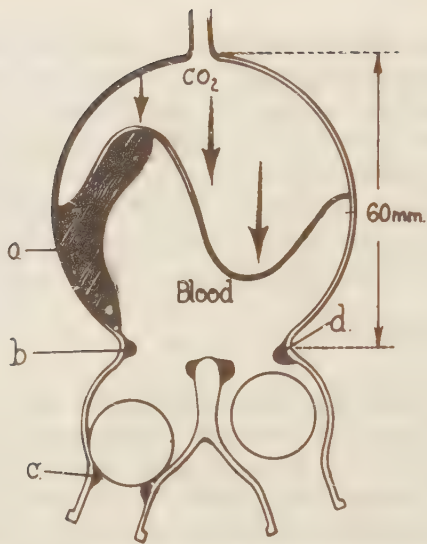


Abb 6 (aus 67)



Abb 7 (aus 8)

Abb 7 zeigt Thrombenmassen an Ein- und Ausflußstutzen nach zehntägiger Implantation einer Probepumpe im Hund. Die Thrombenbildung ließ sich experimentell vermeiden, nachdem mit einem Silastic-Klebstoff ein nahtloser Übergang zwischen Kammer und Gefäßprothese hergestellt worden war.

6. Vorhöfe

Das normale Säugetierherz verfügt über kontraktile Vorhöfe, die den venösen Bluteinstrom in die Ventrikel während der Diastole aktiv unterstützen.

Hämodynamisch sind die schwachen Vorhofkontraktionen für den gesunden Organismus wenig bedeutungsvoll, weshalb auch bei künstlichen Herzen darauf verzichtet wird, um Steuer- und Antriebsgeräte nicht unnötig zu komplizieren.

1959 konnte McCABE (70) allerdings zeigen, daß zu den Kammeraktionen phasengerecht verschobene aktive Vorhofkontraktionen bei künstlichen Herzen einen sehr günstigen Einfluß auf die Steigerung des HZV haben. In der Regel wird man auf das Vorhandensein flexibler künstlicher Vorhöfe nicht verzichten, um die großen Venen während der Diastole möglichst wenig einer Kollapsgefahr auszusetzen. NOSE et al. (76) konnten 1966 nachweisen, daß besonders große kollabierfähige Atria (sog. „Jumbo-Atria“) mit Volumina zwischen 100 ml (rechts) und 120 ml (links) sehr günstig die Konstanz des venösen Rückstroms beeinflussen. Eine mit Jumbo-Atria versehene Pumpe unterhielt nach Implantation die Zirkulation in einem Kalb 43 Stunden lang aufrecht. Der zentrale Venendruck konnte dabei über 20 Stunden konstant zwischen 4 bis 7 cm H₂O bei einem durchschnittlichen HZV von fast 7 L / min gehalten werden.

7 . Einteilung künstlicher Herzen

Flüssigkeitspumpen mit einer dem natürlichen Herzen adäquaten Förderleistung zu bauen, stellt seitens der technischen Konstruktion kein grundsätzliches Problem dar.

Im wesentlichen besteht die überwiegende Mehrzahl der bisher gebauten künstlichen Herzen - den biologischen Gegebenheiten entsprechend - aus den Vorhöfen und zwei Membranpumpen, einem rechten und einem linken Ventrikel, die entweder getrennt als zwei Ventrikeleinheiten, oder gemeinsam als einheitliche Doppelpumpe implantiert werden können.

Bei der Vielzahl der von den verschiedenen Forschungsgruppen konstruierten und beschriebenen Pumpen scheint ein Einteilungsschema erforderlich zu sein, das gestattet, diese Pumpen nach einfachen Kriterien zu typologisieren.

Die in Tabelle 1 getroffene Einteilung (modifiziert und erweitert nach SEIDEL , 94) rückt die Ventrikelmembran in den Vordergrund der Betrachtung.

Dies gestattet zunächst eine Klassifizierung der Pumpen nach drei Gesichtspunkten :

1. Vorhandensein einer Membran

Dies ist von grundsätzlicher kreislaufdynamischer Bedeutung, da Membranpumpen im Gegensatz zu Zentrifugalpumpen eine pulsative Strömung erzeugen.

2. Aufgabe der Membran

Die Unterteilung in A: TRENNENDE MEMBRAN und B : KRAFT - ÜBERTRAGENDE MEMBRAN stellt einen Bezug zum Antriebssystem her.

Die unter Punkt A aufgeführten Pumpen benötigen über ein Zuleitungssystem zu ihrem Antrieb Gas oder Flüssigkeit von einem paracorporalen System. Die Energietransmission bei Pumpen der Gruppe B erfolgt unmittelbar mechanisch, wobei in die aktive Kraftübertragung ein bestimmtes Membranareal oder die gesamte Membran einbezogen sein kann.

3. Form der Membran

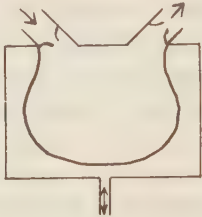
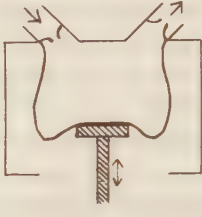
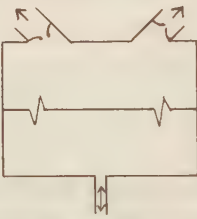
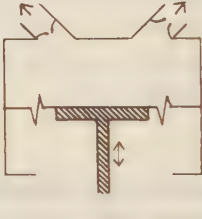
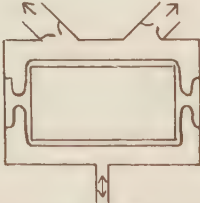
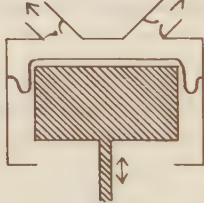
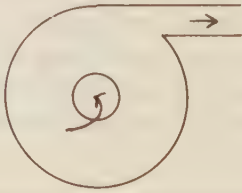
Die Form der verwendeten Ventrikelmembran ist mit ausschlaggebend für Größe und Gewicht, äußere und innere Form der Blutpumpe somit auch für die Flußgeometrie des Blutes und den damit verbundenen Problemen, wie Hämolyse und Thrombenbildung.

Die Besprechung der einzelnen Pumpentypen geschieht in folgender Reihenfolge :

- | | | | |
|----|-------------------|--|---|
| I | Pumpen <u>mit</u> | 1. sack- (bzw. beutel-) förmiger Membran | |
| | | 1.1. hemisphärischer | " |
| | | 2. schlauchförmiger | " |
| | | 3. flacher | " |
| | | 4. Bellofram- (Roll-, Walzen-) | " |
| II | Pumpen | 5. Zentrifugalpumpen | |
| | <u>ohne</u> | | " |

Innerhalb der Membranpumpen werden die Pumpen mit trennender (A) und kraftübertragender Membran (B) nacheinander besprochen.

Tabelle 1

		A Trennende Membran	B Kraftübertragende Membran
mit Membran	Sackpumpen		
	Schlauchpumpen		
	Pumpen mit flacher Membran		
	Pumpen mit Bellofrans		
ohne Membran	Zentrifugalpumpen		

8. Pumpentypen

I. Pumpen mit Membranen

8. 1. Pumpen mit sackförmiger Membran (A)

In den letzten 15 Jahren intensiver Kunstherzforschung wurde deutlich, daß eine dem natürlichen Herzen möglichst ähnliche Ventrikelform - innen wie außen - die wahr - scheinlich größten Chancen für ein klinisch einsatzbereites Kunstherz bietet. In vielen Publikationen von KOLFF und AKUTSU wird dieser Punkt immer wieder betont. Daher werden von der Mehrzahl der Forscher, die einen ernsthaften Beitrag zur Lösung dieser Probleme liefern, Pumpen mit sackförmigen oder (in jüngerer Zeit) mit hemisphärischen Membranen zur Diskussion gestellt. Derartige Pumpen können sowohl mit Gas (bzw. Luft) , als auch mittels einer Flüssigkeit angetrieben werden (Kapitel Antrieb) . Heute dürfte den pneumatischen Systemen die dominierende Rolle zukommen. Abb 8 nach NOSE zeigt schematisch die Wirkungsweise dieses Pumpentyps.

Das zwischen Gehäuse und Membran eingepresste Gas (Flüssigkeit) drückt - dem Gesetz des geringsten Widerstandes folgend - die elastische Membran zusammen und löst eine Systole aus. Entsprechend geht die Diastole mit einer Membranentfaltung einher, was meist aktiv durch ein Vakuum unterstützt wird.

Voraussetzung zur Erzeugung eines unidirektionalen Blutflusses sind Klappen. Ihre konstruktionsbedingten Eigenschaften besitzen große Bedeutung für das „ Starling - Verhalten " der jeweiligen Pumpe. Dies gilt in besonderem Maße für die Klappen in Tricuspidal- und Mitralposition (9, 60). Abb 9 nach KOLFF (aus 56) zeigt einen einzelnen Ventrikel dieser Bauart.

Im Einflußstutzen zwischen Vorhof und Ventrikel , sowie im Ausflußstutzen zwischen Vorhof und Ventrikel sind die Klappen untergebracht.

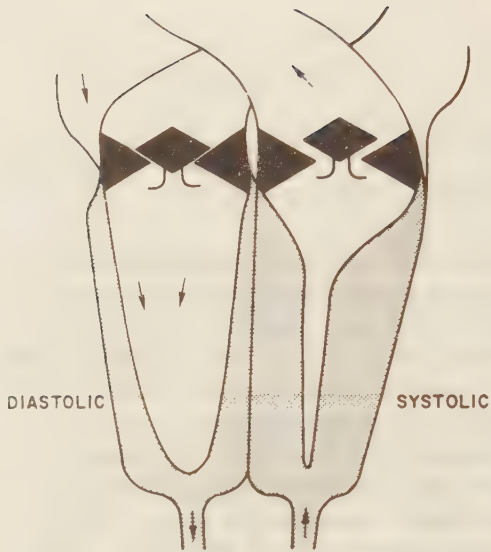


Abb 8 (aus 75)



Abb 9 (aus 56)

Die von Ein- und Ausflußbahn abzweigenden Schläuche führen zu Druckmeßfühlern. Der luftzuleitende Schlauch mündet - der Schemaskizze entsprechend - in die Ventrikelkammer ein. Es existieren heute eine Vielzahl von Veröffentlichungen über ähnlich gebaute Pumpen, die sich voneinander oft nur im Detail unterscheiden.

Als besonders verdienstvoll sind in diesem Zusammenhang KOLFF und AKUTSU zu erwähnen, die auch 1958 gemeinsam über die erste erfolgreiche Kunstherzimplantation mit einer Pumpe dieser Bauart berichteten (s. Geschichte Künstlicher Herzen). Da im einzelnen nicht über alle künstlichen Herzen mit sackförmigen Ventrikeln gesprochen werden kann, sollen hier stellvertretend einige der neuesten und erfolgversprechendsten Modelle näher beschrieben werden. Eine der jüngsten Pumpen dieser Bauart wurde 1970 von AKUTSU et al. (9) beschrieben. Sie brachte im Tierexperiment eine Überlebensdauer von 55 Stunden.

Jede Herzhälfte wurde „ in einem Stück " aus Silastic gefertigt, wobei unter Vermeidung von Rändern und Taschen die Gefahr einer Thrombusformation weitgehend herabgesetzt werden konnte. Aus Abb 10 ist bereits der große Vorteil dieser Herztypen erkennbar : sie können den anatomisch-morphologischen Verhältnissen des Thorax sehr genau angepaßt werden und sind daher für eine orthotope Unterbringung im eröffneten Pericardialsack nach Entfernen des natürlichen Herzens (9, 75) bestens geeignet.

Bei dem gezeigten Herzen wurde der Klappenkonstruktion besondere Beachtung geschenkt : es besitzt sog. „ eingebaute (built - in) Klappen " aus Silastic von minimalem Widerstand und Regurgitation. Die besonders kritischen Einflußklappen bestehen aus Membranen, welche eine elliptische Öffnung mit einem maximalen Durchmesser von 5 cm verschließen. Ihre großen Verschußflächen garantieren eine schnelle diastolische Kammerfüllung, wobei dem venösen Einflußdruck ein nur geringer Widerstand entgegengesetzt wird. In Aorten- und Pulmonalisposition werden zweizipflige, S - förmige Ausflußklappen installiert.

Der an den Rändern der Ein- und Ausflußstutzen befestigte, sonst aber frei bewegliche Ventrikelsack jeder Pumpenhälfte hat ein EDV von 130 ml , von dem max. über 100 ml als Schlagvolumen ausgeschöpft werden können. Im Tierversuch ließ sich ein Output bis zu 9 L / min erreichen, wobei Vorhof - und Kammerdrucke im Normbereich lagen.

Die häufigsten Todesursachen waren Blutungen (Risse der Aorta und der A. pulmonalis) und Luftembolien auf Grund von Rupturen des linken Ventrikels (systolisch und diastolisch) . Weiterhin wurden Thromboembolien, ausgehend von den Druckaufnehmerschläuchen der Vorhöfe, angegeben. Daran starb auch das bis zu 55 Stunden überlebende Schaf. Von 24 Versuchstieren lebten 10 länger als 14 Stunden. Diese Tiere konnten selbständig stehen, trinken, fressen und benahmen sich unauffällig. Dieses mit komprimierter Luft angetriebene Herz wurde mit Hilfe eines unten näher beschriebenen Detroit Coil - Timer-ähnlichen Gerätes impulsgesteuert. Die Outputregelung erfolgte manuell.

Über ähnlich günstige Versuchsergebnisse konnten 1969 KWAN - GETT et al. (60) berichten. Sie stellten nach Ausgüssen von Ventrikelhöhlen natürlicher Schafherzen naturgetreu geformte Ventrikelsäcke aus vorbehandeltem Naturkautschuk (Gehäuse aus Urethan), außerdem aber auch solche aus Silastic (Gehäuse aus rostfreiem Stahl) her. Mit der gleichen Methode wurde auch eine exakte Formgebung bei den Vorhöfen und den Anschlußstücken für die großen Gefäße erreicht. Abb 11 (aus 60) zeigt ein künstliches Herz dieser Bauart in einem Urethangehäuse, das Ventrikelsäcke und Vorhöfe aus Naturkautschuk umschließt. Es enthält in allen Positionen HANLERSMITH - Klappen. Die größeren Einflußklappen zeichnen sich durch ihren geringen Widerstand aus. Besondere Bedeutung wurde der Konstruktion der Ventrikelfmembran beigemessen, deren Compliance und Elastizität im allgemeinen beträchtlichen Einfluß auf die Ventrikelfüllung ausüben, was sich ungünstig auf den Starling - Mechanismus auswirkt.



Abb 10 (aus 9)



Abb 11 (aus 60)

Nach KWAN-GETT sollten sie sich rein passiv dem Volumen des venösen Rückstromes anpassen, also flexibel sein, ohne aktiv elastische Kräfte zu entfalten. Dadurch kann ein unerwünschter Sog auf die vorgeschalteten Vorhöfe und Venen vermieden werden. In Verbindung mit einer von KWAN-GETT angegebenen Steuerung wurde auf die Erzeugung aktiver Diastolen durch Vakua verzichtet. (Die Steuerung wird unten näher beschrieben) . Der Output betrug in vivo bis zu 8 L / min . Von acht Implantationen in Schafen wurde bei 1 Versuchstier eine Überlebenszeit von 50 Stunden erreicht. Die Kammer- und Vorhofdruckwerte lagen im Normbereich und erwiesen sich als auf fallend stabil. Über die Todesursachen liegen keine Angaben vor. Ein Nachteil bei der Verwendung sackförmiger Membranen besteht in ihrer systolischen Okklusion, die - je nach Ausmaß der dabei entstehenden Scher- und Druckkräfte, Turbulenzen und Kavitationen - für mitunter beträchtliche Hämolyseerscheinungen verantwortlich ist. (1965 BLACKSHEAR et al., 16 ; 1967 BERNSTEIN et al., 13 ; 1968 INDEGLIA et al., 45) . 1969 gaben BLUESTEIN und MOKROS (18) allgemein an , daß die durchschnittliche Hämolyserate direkt von der Größe der durchschnittlichen Energiezufuhr rate abhängt. Je uneinheitlicher die Energieverteilung dabei ist, desto größer wird die Hämolyserate. Hämolyse im Blut läßt sich dadurch niedrig halten, daß Kavitation vermieden und durch geeignete Flußgeometrie in den Blutpumpen die Schubkraftverteilung möglichst vereinheitlicht wird. Daher sind die Hämolyseraten bei Zentrifugalpumpen und Pumpen mit hemisphärischer Membran wesentlich geringer als bei den übrigen Pumpen.

8 . 1 . 1 . Pumpen mit hemisphärischer Membran

Die Verwendung hemisphärischer Membranen stellt in der Kunstherzforschung kein Novum dar.

Man kann sie als Sackmembran besonders regelmäßiger Rundung auffassen. Der Form nach entsprechen sie dem Segment einer Hohlkugel. Die Strömung in solchen Pumpen ist sehr gleichmäßig und bedingt nur geringe Turbulenz und Hämolyse. Eine Pumpe mit hemisphärischer Membran wurde schon 1960 von LIOTTA in Argentinien (29,55) publiziert.

In wenig veränderter Form wurde dieser Typ 1969 in Houston (USA) (s.o.) von COOLEY einem Menschen implantiert.

Abb 12 zeigt die Pumpe schematisch. Die Membranen stehen zum Ventrikelseptum in einem Winkel von 35° und bilden zueinander eine V-Form. Die Seitenansicht zeigt, daß der Pumpenkörper insgesamt halbkugelförmige Gestalt aufweist, was die Gefahr einer Stagnation nach Möglichkeit ausschließen soll.

Die Membran wurde aus Dacrongewebe mit Silastic hergestellt und von vornherein in systolischer Stellung fixiert, um während des Pumpvorganges eine systolische Überdehnung zu vermeiden. Ein- und Ausflußtrakt wurden mit Dacron-Velour überkleidet (29,66) , was zur Bildung eines spiegelglatten Pseudoendo - cards führte (Abb 13) .

Über eigene Vorhöfe verfügt diese Pumpe nicht, da die natürlichen Vorhöfe nicht excidiert wurden. In Ein- und Ausflußposition wurden WADA-CUTTER-Klappen verwendet (s. Schema) , die ihre Aufgabe zufriedenstellend erfüllten.

Das Schlagvolumen der Pumpe beträgt 85 ml , das HZV 5-6 L / min.

Als pneumatischer Antrieb (CO_2) diente eine tragbare Kompressoreinheit. Die Verbindung zum künstlichen Herzen wurde mittels dacronumkleideter Silastic-Schläuche hergestellt. Die Outputregelung erfolgte manuell, für jede Herzhälfte getrennt. Die Frequenz konnte über elektronische Impulsgeber vorgegeben werden. Die Vorhofdrucke lagen im Bereich von + 10 mm Hg bis + 20 mm Hg .

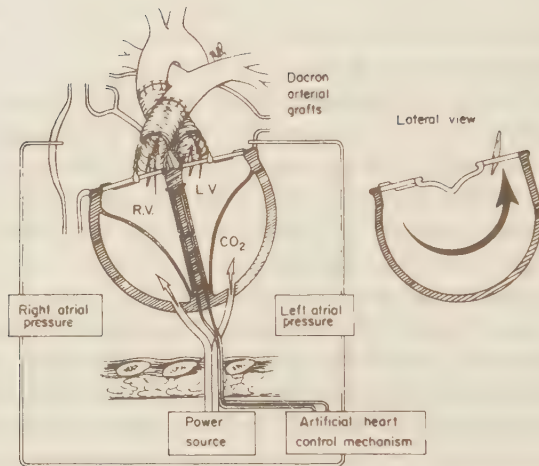


Abb 12 (aus 29)



Abb 13 (aus 29)

Nach anfänglichen Blutdruckkrisen aufgrund des konstanten peripheren Widerstandes konnten die Drucke der linken Kammer nach Gabe von Sympathicolytica auf Werte um 60/90-100 mm Hg stabilisiert werden. Auf der autologen Fibrinschicht konnten später keine Anzeichen von Thrombenbildung festgestellt werden. Nach 64-stündigem Bypass zeigte sich die Thrombozytenzahl nur unwesentlich erniedrigt, die Gesamtkonzentration des freien Plasma-Hämoglobins betrug 32 mg %.

Eines der modernsten und möglicherweise aussichtsreichsten Kunsterzen wurde 1970 (61) von KWAN-GETT publiziert. Es wird in Verbindung mit einer unten näher beschriebenen Antriebs- und Steuerungsapparatur betrieben. Das Schema einer Pumpenhälfte ist in Abb 14 dargestellt, das komplette Herz zeigt Abb 15. Man erkennt, daß beide halbkugeligen Ventrikel praktisch gleich gebaut sind und sich lediglich durch die Lage ihrer Ein- und Ausflußstutzen unterscheiden. Zusammengebaut liegt Basis an Basis, wodurch die gesamte Pumpe im Endeffekt annähernd Kugelgestalt annimmt. Die pfannenartige Aluminiumbasis wird von der hemisphärischen Ventrikelmembran aus dacronverstärktem Silastic kuppelartig überdacht. Der übrige Teil der Pumpkammer ist das ebenfalls hemisphärische Ventrikelgehäuse, welches aus dem gleichen Material wie die Membran besteht. Nur ist das Gehäuse dicker und starrer als die Membran. In die Gehäusekuppel eingelassen sind Ein- und Ausflußstutzen, die mit Dacron-Velour ausgekleidet sind. An jedem Input fanden HAMMERSMITH-Klappen, an jedem Output WADA-CUTTER-Klappen Verwendung.

Diese Pumpe erscheint aus zwei Gründen sehr vorteilhaft :

1. Im künstlichen Kreislauf und auch im Versuchstier zeigt sie ein ausgezeichnetes Starling - Verhalten.
2. Die hämolytischen Erscheinungen sind im Vergleich zu anderen künstlichen Herzen sehr gering.

Das gute Starling-Verhalten ergibt sich aus dem niedrigen Einflußwiderstand, bzw. der Summe aller dem venösen Rückstrom entgegenwirkenden elastischen Widerstände. (s. Kap. Steuerung).

Auch diese Membran wurde so konstruiert, daß sie sich dem venösen Rückstrom rein passiv angleicht, ohne aktiv elastische Kräfte zu entfalten. Dadurch bestimmt der venöse Druck allein den Füllungsgrad des Ventrikels. Messungen im künstlichen Kreislauf ergaben bei einer Zunahme des Einflußdruckes von 0 auf 12 mm Hg eine Outputzunahme von 0 auf 10 L / min . Während jeder Systole hat die hemisphärische Membran den gleichen Abstand zur Gehäusekuppel an jedem Punkt ihrer Zirkumferenz, auch bei sehr hohen systolischen Antriebsdrücken. Dadurch kann es unmöglich zur Okklusion kommen. Die Regelmäßigkeit der Ventrikelkammer, welche die besten Voraussetzungen für eine laminare Strömung liefert, verhindert weitgehend Orte mit Turbulenzen und Stase. Es wurde oben bereits darauf hingewiesen, daß unter diesen Bedingungen relativ hämolysefrei gepumpt werden kann. Bei dieser Pumpe wurde nach einem initialen Plasma-Hb-Anstieg eine stündliche Konzentrationszunahme von 0,25 mg % Hb gefunden. Dieser Pumpentyp wurde insgesamt achtmal in Schafe implantiert. Die dabei ermittelten Druckkurven waren stabil. Eine automatische Rückkopplungskontrolle war wegen des guten Starling-Verhaltens nicht notwendig. Auf Grund der Größe dieser Pumpe und ihrer kugeligen Form kam es bei den schmalen Verhältnissen im Schafsthorax zu Kompressionen der Vena cava. Die maximale Überlebensdauer betrug bis zu 20 Stunden. Nach der Implantation konnten die Tiere fressen, trinken und auf Zeichen reagieren. Die genauen Todesursachen sind unbekannt.

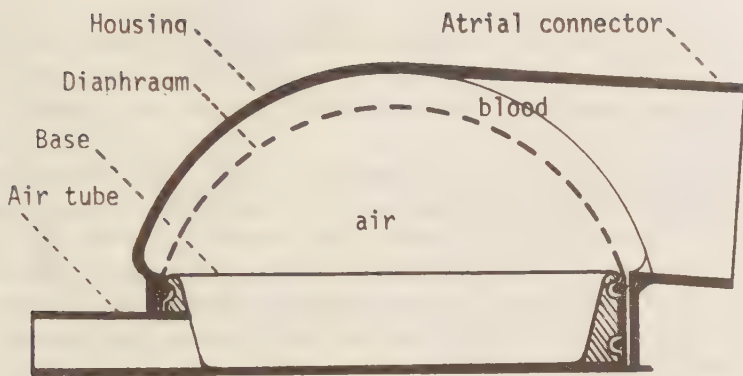


Abb 14 (aus 61)



Abb 15 (aus 61)

8. 1. 2. Pumpen mit sackförmiger Membran (B)

1960 beschrieb AKUTSU (3) das sog. „ Pendelherz " (Abb 17). Bei diesem Pumpentyp werden die Drehbewegungen eines zentral im Ventrikelgehäuse aufgehängten Elektromotors zu Pendel - bewegungen umgeformt. Abb 16 (aus 55) zeigt die Pumpe schematisch.

Rechter und linker Ventrikelsack aus gefälteltem Polyurethan werden rhythmisch - abhängig von der Drehgeschwindigkeit des Motors - zwischen dessen Gehäuse und Ventrikelgehäuse zu - sammengequetscht. Daß die beiden Kammern dabei nicht gleich- zeitig zur Kontraktion kommen, stellt physiologisch keinen Nachteil dar (4), wohl aber das hohe Gewicht des Motors, des Metallmantels, sowie die Verlustwärme des Motors. Das Starling - Verhalten dieser Konstruktion ist gut, da die nicht mit dem Motor fest verbundenen Ventrikelkammern in ihrem Füllungsgrad ausschließlich vom venösen Rückstrom ab- hängen.

Die in Abb 18 (aus 35) dargestellte und 1964 von FREEBAIRN und HEGGS beschriebene Solenoid - Pumpe gehört ebenfalls in diese Gruppe.

Bei dieser Pumpe wird die Diastole aktiv, die Systole durch konstante Federkraft erzeugt ($p_{Aorta} = 55 \text{ mm Hg}$), wodurch der Spitzenoutput von vornherein begrenzt ist (1 Liter/ min bei einer Frequenz von 80 / min).

Wegen des ungenügenden Verhältnisses von Leistung zu Masse wird dieser Pumpentyp wohl auch in Zukunft von der klinischen Anwendung ausgeschlossen bleiben. Die Beschreibung des Solenoiden erfolgt auf S. 69.

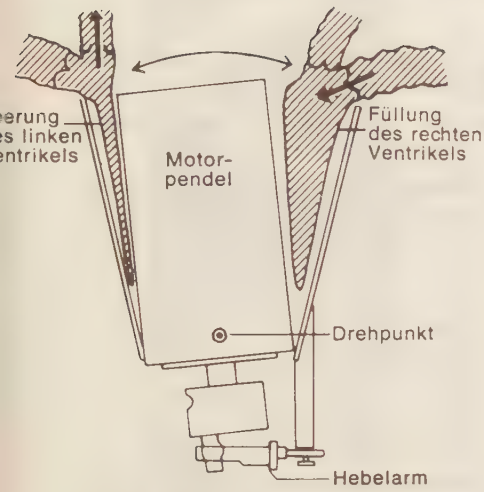


Abb 16 (aus 55)



Abb 17 (aus 3)

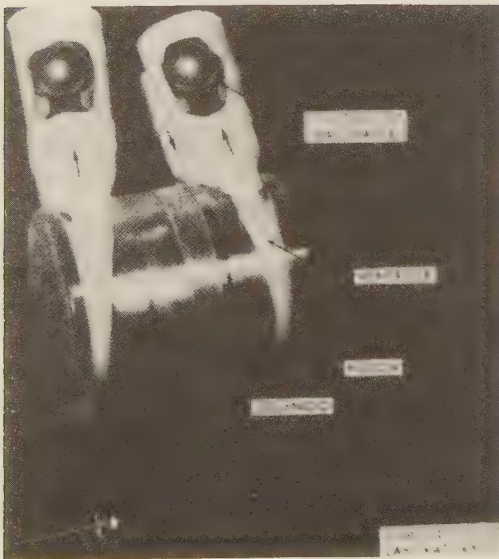


Abb 18 (aus 35)

8.2. Schlauchpumpen (A)

Die Verwendung von elastischen Schläuchen bringt gewisse Vorteile mit sich, da bei gezielter Druckapplikation von außen Volumpulse erzeugt werden können. Dies scheint den Wirkungsgrad der Pumpe günstig zu beeinflussen (49).

Es bietet sich weiterhin die Möglichkeit an, der schlauchförmigen Ventrikelmembran zusätzlich Ventil- bzw. Klappenfunktion zu übertragen.

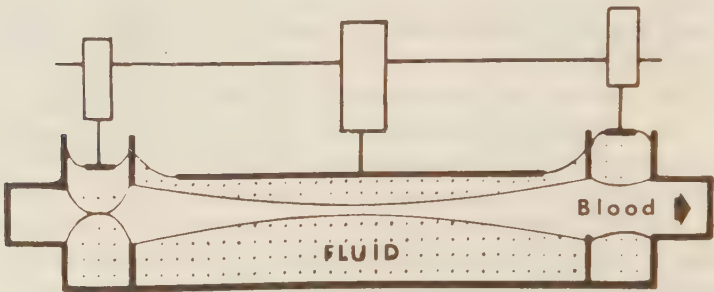


Abb 19 (aus 63)

Abb 19 zeigt eine 1964 von KUSSEROW et al. (63) beschriebene extracorporale Blutpumpe schematisch, die in ähnlicher Weise Membranventile besitzt, die - von außen aktiv gesteuert - phasengerecht zur Ventrikelfunktion arbeiten.

1968 stellten WILDEVUUR et al. (108) einen interessanten Ventrikelprototyp vor (W P B P = Wave Pulsation Blood Pump), der allerdings wegen seiner dreieckigen, langgestreckten Form für eine Implantation ungeeignet ist.

Wie aus Abb 20 hervorgeht, besteht diese Pumpe aus einem Ventrikelschlauch (Naturgummi), den Klappen (Silastic), die sich druckbedingt aus- und einbauchen können, sowie einem (Polycarbonat-) Gehäuse, mit den beiden Luftkammern, die von einer externen Reziprokpumpe abwechselnd positive und negative Betriebsdrucke beziehen.



Wave Pulsating Blood Pump

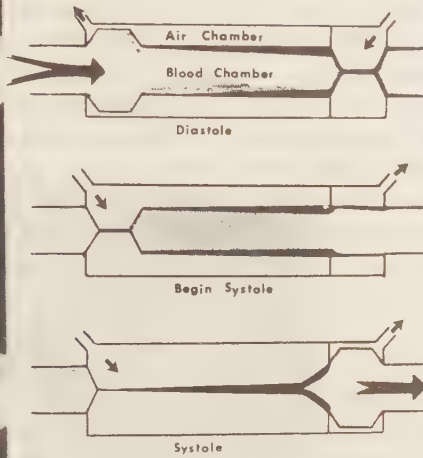


Abb 20 (aus 108)

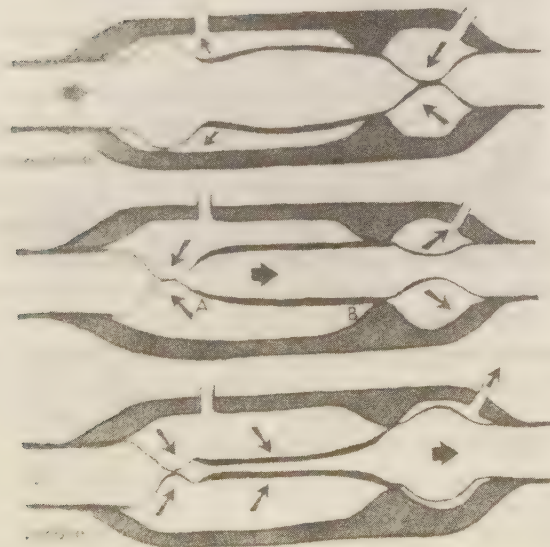


Abb 21
(aus 49)

Dem Druck der linken Luftkammer entsprechend, verhalten sich Einflußklappe und Ventrikelschlauch gleichphasig, bei gleichzeitig entgegengesetzten Drucken und Verhalten der Ausflußklappe.

Die aktive Klappensteuerung hat den Vorteil, daß der üblichere venösen Rückstrom entgegenwirkende und daher hinderliche Klappenwiderstand entfällt, was u.a. das gute Starling - Verhalten dieser Pumpen erklärt.

Dies ist aber auch in der speziellen Vorhofkonstruktion begründet. Die elektrisch leitenden Vorhofwände verändern volumenabhängig ihren Widerstand, haben also Meßfühlerfunktion.

Die Weiterentwicklung des W P B P wurde 1970 von KLAIN et al. (49) als N R W P T H (= Natural - Rubber - Wave - Pulsating - Total Heart) beschrieben. Das Prinzip (Abb 21) der 1968 beschriebenen Pumpe wurde im wesentlichen beibehalten.

Die beiden Ventrikelheiten wurden in ihrer äußeren Form der des natürlichen Herzens so angepaßt, daß sie gemeinsam als orthotope Prothese im Pericardsack untergebracht werden konnten. Abb 22 zeigt einen Ventrikel mit Vorhof.

Alle Klappen sind luftbetriebene Tricuspidalklappen mit minimaler Regurgitation, und bestehen , wie der Ventrikel - schlauch, aus speziell behandeltem Naturgummi (s.o.) .

Das Gehäuse wurde aus Polyurethan hergestellt. Das Gesamtgewicht der Pumpe entspricht mit 300 gr etwa der Hälfte des Gewichtes der auf konventionelle Art aus Silastic gefertigten Herzen. Das Schlagvolumen von ca. 130 ml entspricht etwa 85 % des enddiastolischen Ventrikelvolumens.

Die Hämolyserate liegt geringfügig unter derjenigen konventioneller Sack-Ventrikel.

Von 23 Implantationen bei Kälbern betrug die längste Überlebenszeit 11 Stunden.



Abb 22 (aus 49)

8. 2. 1. Rollerpumpen (B)

Die älteste und bekannteste aller Blutpumpen ist die 1934 von DeBakey beschriebene Rollerpumpe (30), die heute noch in vielfach modifizierter Form in den meisten Herz - Lungen - Maschinen Anwendung findet. Beim Bau künstlicher Herzen hat ihr Prinzip jedoch nur geringe Bedeutung erlangt. In zahlreichen Arbeiten wurde ein hohes Maß an Bluttraumatisierung nachgewiesen.

Bei der Kompression des Schlauches gegen das Pumpengehäuse durch den (oder die) mit dem rotierenden Rollerarm verbundenen Roller werden die Erythrozyten starken mechanischen Belastungen ausgesetzt. Die Wandokklusion bedingt eine hohe Hämolyserate.

Werden die Roller weniger okklusiv eingestellt, kommt es zur Hämolyse auf Grund von Turbulenz- und Kavitationsbildung. Außerdem wird keine nennenswerte Pulswelle ausgelöst. Der einzige Versuch, ein solches Rollerpumpenmodell zu einem implantierbaren Totalersatz umzubauen, wurde 1960 von AKUTSU et al. (3) beschrieben.

Um - im Gegensatz zur DeBakey - Pumpe - eine Druckamplitude physiologischer Größenordnung zu erhalten, wurde im Auslaßtrakt eine Semilunarklappe (Polyurethan) eingebaut. Beide Schläuche brachte man im gleichen zylindrischen Metallgehäuse unter. Um die Okklusivkräfte zu vermindern, wurde zwischen Schläuche und Gehäuse ein weicher Polyurethanschwamm gelegt. Ein- und Auslaßöffnungen liegen um 180° zueinander verdreht, so daß eine gleichmäßigere Energieverteilung gewährleistet wird (Abb 23). Daher ergab sich (ähnlich dem Pendelherzen) keine gleichzeitige Schlauchokklusion (Kammerkontraktion), was physiologisch wohl belanglos ist. Die Rolle (Walze) ist Teil des zentral gelegenen DC-Elektromotors, um dessen Rotorachse als Fixpunkt sich die Motorhülle mit der Walze dreht. Der Vorteil dieses Modells liegt in der langen diastolischen Füllungszeit.

Bei einer Frequenz von ca. 180 / min werden 2 L / min gegen Aortendruckwerte von 90 / 130 mm Hg gefördert. Die Vorhof - drucke liegen dabei nicht über 10 mm Hg. Als ungünstig erwiesen sich Gewicht und Wärmeproduktion. Die Druckkurven waren wenig physiologisch. Die Hämolyse ist nicht unbedeutend : die stündliche Zunahme des freien Plasmahämoglobins betrug bei dieser Pumpe 30 mg % . Im narkotisierten Versuchstier (Hund) konnte die Zirkulation für 2 Stunden aufrechterhalten werden.

8. 3. Pumpen mit flacher Membran

Bisher wurden keine implantierbaren Kunstherzen mit wirklich flachen Membranen entwickelt, wie dies bereits bei einigen in Frankreich hergestellten extracorporalen Pumpen zur Boosterung des linken Herzens geschah (1967 HINGLAIS et al., 43; 1968 VADOT et al., 103).

1963 wurde von SALISBURY et al. (91) eine Pumpe beschrieben, die hinsichtlich ihrer Konstruktion in diese Gruppe eingegliedert werden kann, obgleich sie über keine flexible Membran verfügt. Diese Pumpe - welche übrigens nie über das Stadium anfänglicher Experimente hinauskam, und deren Prinzip auch später von keiner anderen Arbeitsgruppe übernommen wurde - erscheint insofern erwähnenswert, als ihre Arbeitsweise derjenigen des natürlichen Herzens, dem sog. „ Ventilebenenmechanismus „, sehr nahe kommt, wie er schon 1900 von HENKE (64) und 1936 wieder von BÖHME (19) beschrieben wurde (Angaben nach GAUER in 36).

Abb 24 zeigt den künstlichen Ventrikel schematisch. Er besteht im wesentlichen aus einem Hohlzylinder mit der (kleinen) stationären Ausflußklappe. In dem Hohlzylinder bewegt sich - einem Kolben ähnlich - linear ein Ring mit der wesentlich größeren Ausflußklappe.

Der Ring (er stellt die Ventilebene dar) kann über eine mechanische Vorrichtung von außen bewegt werden. Gefältelte elastische Schläuche, die sich durch Streckung oder Verkürzung der jeweiligen Stellung der Ventilebene angleichen können, isolieren den Blutraum vom Gehäuse.

Während der Systole wird die Ventilebene langsam auf die Ausflußöffnung zu bewegt, wobei ein bestimmtes Blutvolumen ausgetrieben wird. Zugleich vergrößert sich der Raum zwischen Einflußöffnung und Ventilebene (Vorhofraum).

Dadurch kann dann gleich das Volumen für die nächstfolgende Systole angesaugt werden.

In der Phase der Pumpendiastole bewegt sich die Ventilebene rasch in Richtung der Einflußöffnung, wobei die Einflußklappe sich jetzt wegen der umgekehrten Druckverhältnisse bei gleichzeitigem Schließen der Ausflußklappe öffnen kann, und sich gewissermaßen über das zuvor angesaugte Blutvolumen „ hinüberstülpt “ .

Dabei werden negative „ Vorhof - “ drucke wegen der verlängerten Füllungszeit und der langsamen systolischen Ventilebenenverschiebung vermieden. Die Pumpe soll relativ atraumatisch arbeiten. Einzeldaten wurden nicht publiziert.

8. 4. Pumpen mit Bellofram - Membranen (A)

Der Name „ Bellofram “ geht auf die amerikanische Herstellerfirma zurück. Es handelt sich dabei um flache, kreisrunde Membranen mit einem gefältelten Rand (= Walzen - , Roll - membran).

Über die ersten mit Bellofram - Membranen ausgestatteten Pumpen berichtete 1961 SEIDEL (94).

Abb 25 zeigt schematisch diese Membrane in einem künstlichen Ventrikel in diastolischer (A) und systolischer Stellung (B) . Ein sich frei bewegender Kolben ist zwischen 2 Bellofram - Membranen „ aufgehängt “. Den Raum zwischen Kolben und zylindrischem Ventrikelgehäuse dichten beiderseits die Membranen ab.

Durch Verwendung von zwei untereinander mechanisch verbundenen Membranen werden die Reibungskräfte auf ein Minimum verringert. Im (linken) Antriebszylinder wirkt das Antriebsgas (oder die Antriebsflüssigkeit) über eine kleinere Membran auf den T - förmigen Kolben, der sich seinerseits nach vorn in den Blutkammerteil der Pumpe hineinbewegt (B) und eine Systole erzeugt. Während der Diastole sorgt eine Rückholfeder („ S " in Abb 26) dafür, daß der Kolben wieder seine enddiastolische Stellung einnehmen kann. Ihre Kraft ist so groß, daß die elastischen Kräfte in der Pumpe und der Einflußklappenwiderstand überwunden werden. Dadurch wird der venöse Einflußwiderstand niedrig gehalten.

Der Vorteil mit derartigen Membranen ausgestatteter Pumpen besteht in der Geradlinigkeit der Membranbewegung. Aus der Stellung des Kolbens während des Arbeitszyklus kann bei bekanntem Membrandurchmesser und bekanntem Hub direkt auf das geförderte Blutvolumen geschlossen werden. Die jeweilige Kolbenverschiebelänge wird von einem Positionsfühler ermittelt (Abb 26) , dessen elektrische Meßdaten sowohl der Steuerung als auch der Auswertung dienen (s. Kap. Steuerung). Die gute Steuerbarkeit dieser Ventrikel zeigt sich in Verbindung mit der NASA - Steuerung (42, 53, 95). Dem steht der Nachteil einer Blutstase im gefalteten Membranrand gegenüber (54), mit den Folgen der Thrombose und Hämolyse. Ungünstig ist auch der technisch komplizierte Bau dieser Pumpen, der sich in ihrer hohen Versagerquote (bei SEIDEL ca. 50 %) bemerkbar macht.

Wenn der Membrandurchmesser am Gaszylinder (23 mm) die Hälfte dessen der Ventrikelmembran (47 mm) ausmacht, muß der Antriebsdruck das 4-fache des Ventrikeldruckes betragen. Diese Tatsache könnte erklären, warum bei 40 % der Versuchstiere (Hunde) eine Luftembolie als Todesursache angegeben wurde. Die maximale Pumpdauer betrug 20 Stunden.

Einen weiteren entscheidenden Nachteil stellt die zylindrische Form der Pumpe dar (95: Durchmesser 5,6 cm ; Länge 14 cm).

Es besteht zwar keine zwingende Notwendigkeit, ein künstliches Herz „in einem Stück“ zu bauen, doch scheinen zwei getrennte Zylinder dieser Größe als Dauerprothese zu sperrig zu sein.

Das von SEIDEL (94) beschriebene „portale Hypertensions-Syndrom“ in Verbindung mit diesem Pumpentyp läßt auf eine mechanische Einflußstauung schließen. Abb 27, S.52 zeigt den kompletten Ventrikel.

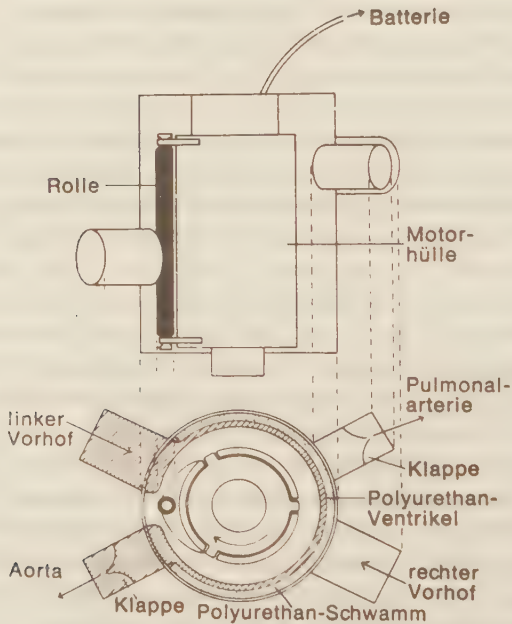


Abb 23 (aus 55)

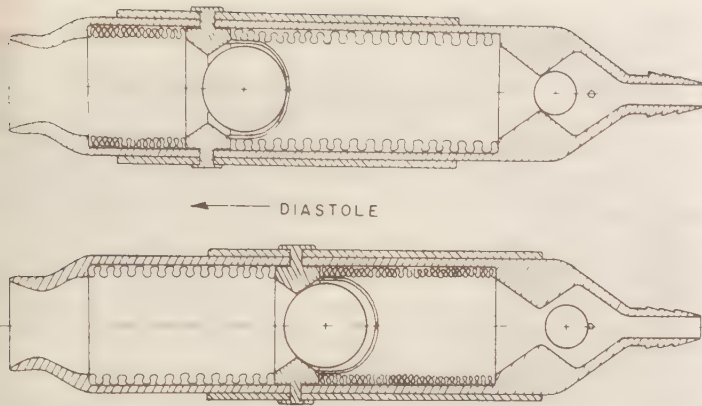


Abb 24 (aus 91)

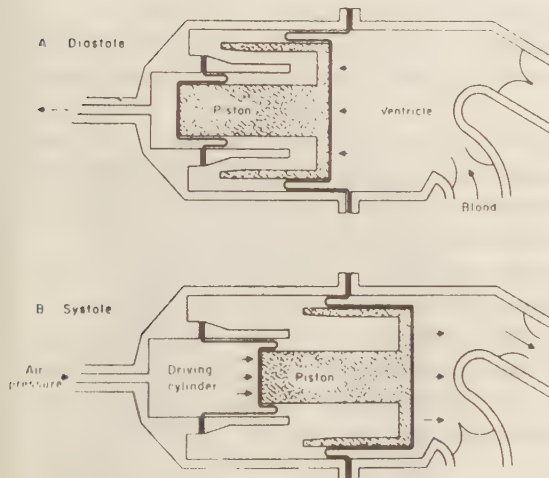


Abb 25 (aus 95)

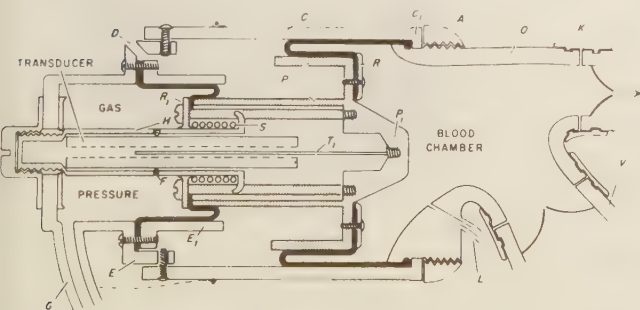


Abb 26 (aus 95)

8. 4. 1. Pumpen mit Bellofram - Membranen (B)

Das in Abb 28 gezeigte künstliche Herz wurde 1964 von KIRBY et al. (48, 1965 von PIERCE et al., 82) veröffentlicht. Im Gegensatz zu der zuvor besprochenen Bellofram - Pumpe, der sie in Form und Konstruktion grundsätzlich ähnlich ist, wurde sie mit einem kleinen 10 W Gleichstrommotor ausgestattet, der in dem Polyesterharzgehäuse zentral verankert wurde. Dieser bewegt über 2 dazwischengeschaltete Planetengetriebe und eine Nockenscheibe den membrantragenden Kolben. Die Randform der Nockenscheibe bestimmt das Ausflußmuster (Volum- und Druckpuls), die Rotationsgeschwindigkeit die Pulsfrequenz. Die Scheibenform wurde so festgelegt, daß der Systolenanteil 33 % beträgt und die diastolische Einstromgeschwindigkeit des Blutes so gering ist, daß Turbulenzen vermieden werden.

In Ein- und Ausflußposition wurden ROGERS - WILLIAMS - Scheibenklappen eingebaut. Die 750 g schwere Pumpe hat einen Spitzenoutput von 3 L/min bei einem maximalen Schlagvolumen von ca. 20 ml.

Die Besonderheit dieser Pumpe liegt in ihrer hämodynamischen Stellung. Sie wurde Hunden als Single - Ventrikel implantiert. Auf einen rechten Ventrikel wurde verzichtet, nachdem nach einer von ROBICSEK angegebenen modifizierten Methode ein vollständiger biologischer Rechts - Bypass durchgeführt worden war. (Über die Shuntverhältnisse gibt Abb 29 Auskunft). Es wurde eine maximale postoperative Überlebensdauer von bis zu 7 Stunden erreicht. Bei einem durchschnittlichen arteriellen O_2 - Gehalt von 72 % zeigten sich die Tiere dyspnoeisch, konnten jedoch laufen und Nahrung aufnehmen.



Abb 27 (aus 95)

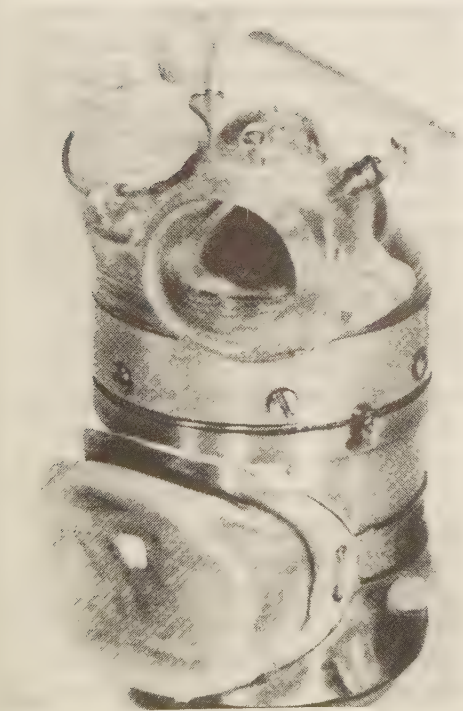


Abb 28 (aus 82)

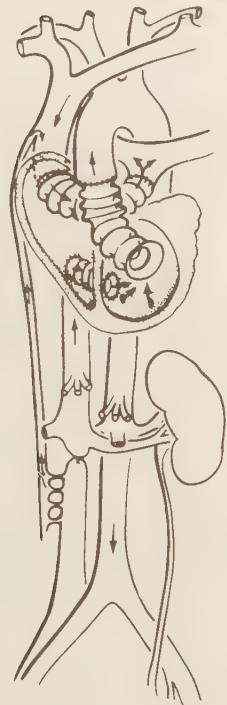


Abb 29 (aus 82)

II. Pumpen ohne Membranen

8. 5. Zentrifugalpumpen

Da Zentrifugalpumpen primär keine pulsative Strömung erzeugen, bleibt zunächst die Frage zu klären, ob der Säugetierorganismus zur Aufrechterhaltung seiner vitalen Funktionen des arteriellen Pulses bedarf. Bis heute konnte die Überlegenheit des pulsierenden Flusses nicht eindeutig bewiesen werden. Häodynamisch ist der arterielle Mitteldruck als die treibende Kraft im Kreislauf anzusehen (GAUER, 36). 1955 konnte WESOLOWSKI (105) nachweisen, daß der periphere Gefäßtonus bei Hunden nach mehrstündiger nichtpulsativer Perfusion nicht vom Vorhandensein eines Pulses abhängt. Funktionseinschränkungen des ZNS oder der Nierenfunktionen wurden nicht beobachtet. WESOLOWSKI zog daraus den Schluß, daß der physiologische Puls mehr als das zufällige Ergebnis der Kontraktionseigenheit des biologischen Herzens zu bewerten sei. BURNS et al. (26) wiesen 1965 darauf hin, daß bei nichtpulsativer Blutströmung systemischer als auch pulmonaler Gefäßwiderstand um 125% zunehmen. 1967 wiesen MANY et al. (69) auf eine erhöhte Wasser- und Na^+ - Reabsorption bei nichtpulsativer Nierendurchblutung hin. Eine Veränderung des arteriellen Mitteldruckes konnten sie nicht beobachten. Über die erste Anwendung von Zentrifugalpumpen im Tierexperiment berichteten 1960 SEXTON und ANDREWS (93). Sie ersetzten die natürlichen Herzen von Hunden durch billige, kommerziell erhältliche Kreislumpumpen aus Polyäthylen, die von Elektromotoren (3000 U / min) angetrieben wurden. Die Perfusionszeiten konnten in keinem der Fälle über 15 Minuten ausgedehnt werden, da es (durch eine mangelhafte Regelung) bald nach Pumpbeginn in allen Fällen zu schweren Lungenödemen kam. Als unangenehm machte sich ein zunehmender Abfall des Wirkungsgrades für die Leistungen der Pumpen bemerkbar, der die Bezeichnung: " WAKING BLENDER EFFICIENCY " trägt. JANNOLLY et al. (85) machten dafür die Freisetzung der gelösten Blutgase - hervorgerufen durch Turbulenz- und Kavitationsphänomene im Pumpenkörper - verantwortlich.

Diese Ursachen sollten auch die außergewöhnlich starke Hä - molyse hervorrufen.

Trotz enttäuschender Anfangsergebnisse erschienen solche Pumpen einigen Arbeitsgruppen vielversprechend, da sie 1. keine Klappen benötigten, 2. einen wesentlich höheren mechanischen Wirkungsgrad als Wechseldruckpumpen aufwiesen und daher eher miniaturisiert werden können, 3. keine okkludierenden Flächen enthalten , und 4. ein exaktes Starling - Verhalten auf - weisen, wobei sich autoregulatorisch die Flußraten beider Pumpen gegenseitig ausbalancieren, sowie 5. keine Sogwirkung auf das venöse System ausüben.

1968 erschienen zwei Arbeiten von RAFFERTY et al. (85, 86), in denen nachgewiesen wurde, daß Zentrifugalpumpen , welche lediglich die Scherkräfte zwischen der Wand einer rotierenden Scheibe und den Flüssigkeitspartikeln zu deren Beschleunigung benützen, Blut praktisch atraumatisch pumpen.

(Es werden Scherkräfte bis zu $40\,000\text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$ von den Erythrozyten gut toleriert: 17).

In diesem Falle wurde auch der WARING BLENDER EFFEKT nicht mehr beobachtet. Wirkungsgrade bis zu 50 % wurden errechnet. Die ersten Prototypen , deren Konstruktion derjenigen nor - maler Kreiselpumpen sehr ähnlich war, hatten einen Durch - messer von ca. 28 cm. Sie förderten etwa 12 L Blut / min gegen einen Druck von 250 mm Hg bei über 1000 U / min.

Die Abbildungen 31 und 32 zeigen eine 1969 von KLETSCHKA (50) vorgestellte Weiterentwicklung, deren Prinzip in Abb 30 (86) dargestellt wird. Durch einen zentralen Einflußstutzen ge - langt das Blut direkt zwischen die senkrecht dazu und parallel angeordneten Rotorscheiben (Rotatoren), die von einem außengelegenen Elektromotor angetrieben werden. Die 2,54 cm breite Pumpkammer mit einem Durchmesser von ca. 6,35 cm hat einen in Drehrichtung tangential abzweigenden Ausflußstutzen. Bei etwa 1200 U / min liegt der Output dieser Pumpe im Bereich von 18 - 20 L / min .

1970 berichteten RAFFERTY et al. (87) über den neuesten Entwicklungsstand dieser Serie.

In das Pumpgehäuse wurde ein kleiner Elektromotor eingebaut. Die Rotatoren (aus carbonbeschichtetem Graphit) bekamen eine konische Form, wodurch die Pumpe noch weiter miniaturisiert werden konnte. Bei 3000 U / min hat sie einen Output von 6 L / min gegen einen Druck von 100 mm Hg. Abb 33 zeigt diese Pumpe schematisch.

1969 wurde von DORMAN et al. eine Zentrifugalpumpe mit der Bezeichnung : „ Velocity head pump " beschrieben (33) , welche sich im Unterschied zu den oben angegebenen Pumpen , der offenen Rotorblätter eines Impellers (s. Schema Abb 34) mit einem Durchmesser von nur 2,5 cm bediente. Bei einer Umdrehungszahl von etwa 4000 U / min werden 6 L Blut / min gegen einen Druck von 100 mm Hg gefördert. Der sich konisch zur Peripherie hin verbreiternde Ausflußstutzen bewirkt nach dem BERNOULLI 'schen Prinzip eine Strömungsverlangsamung und somit eine Laminarisierung des abströmenden Blutes. Trotz der hohen Drehgeschwindigkeit des Impellers und der dadurch hervorgerufenen erheblichen Turbulenz im Pumpenkörper konnte bei der experimentellen Auswertung eine meßbare Hämolyse nicht festgestellt werden.

1966 konnten BLACKSHEAR et al. (17) nachweisen, daß Turbulenzgeschwindigkeiten bis zu 2000 cm / sec von den Erythrozyten unter der Bedingung toleriert werden, daß gleichzeitig keine Kavitation auftritt.

Diese konnte durch den glatten und gleichmäßig schneckenförmigen Verlauf der goldbeschichteten Pumpkammer vermieden werden. Das übrige Pumpengehäuse wurde aus Kupfer mit einer Nickellegierung darauf hergestellt.

Auch der Wirkungsgrad dieser Pumpe errechnet sich bis zu 50 % .

Der spezielle Magnetantrieb wird unten näher beschrieben. Der Rotormagnet wurde in dem zylindrischen Kunststoffgehäuse unterhalb der Pumpkammer untergebracht. Die in Abb 36 komplett dargestellte Pumpe wurde zunächst nur als Hilfsventrikel verwendet.

Aus der schematischen Abb 39 auf S. 65 ist die Lage der Pumpe im Kälberthorax ersichtlich.
Die max. Überlebensrate betrug bei 6 Implantationen 3 Stunden.
Die Todesursachen sind nicht bekannt. Die Abbildungen 35 und 36 zeigen die Pumpe. RAFFERTY und DORMAN weisen übereinstimmend darauf hin, daß es bei Inkaufnahme geringer Wirkungsgradverluste möglich sei, mit Zentrifugalpumpen bei adäquater Förderleistung auch eine pulsative Strömung zu erzeugen.

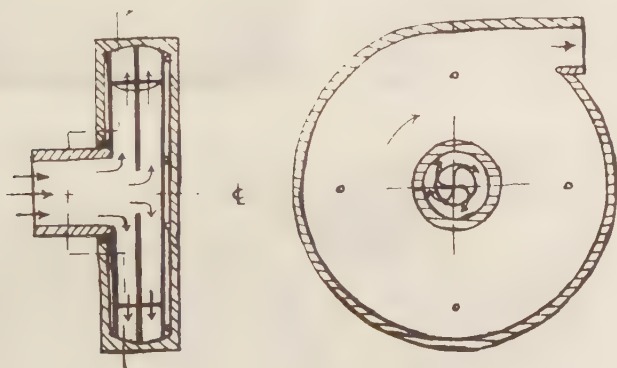


Abb 30 (aus 86)

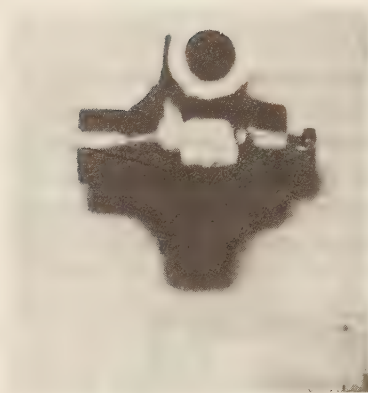


Abb 31 (aus 50)



Abb 32 (aus 50)

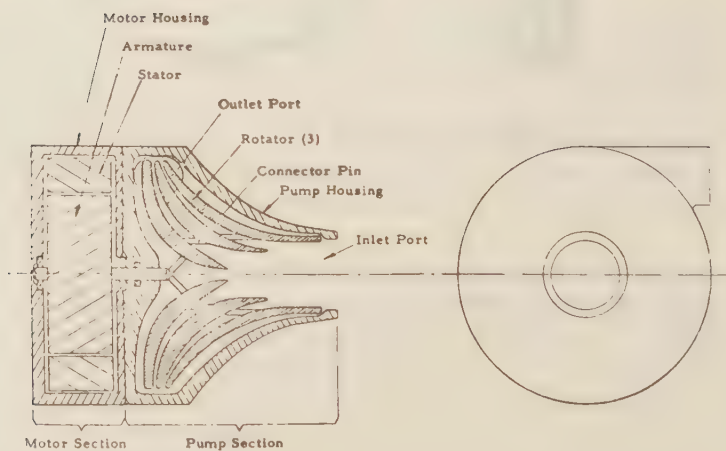


Abb 33 (aus 87)

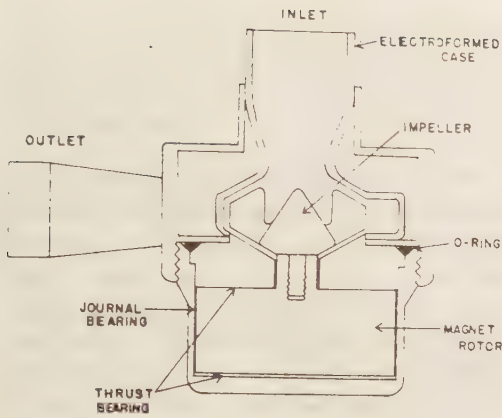


Abb 34 (aus 33)

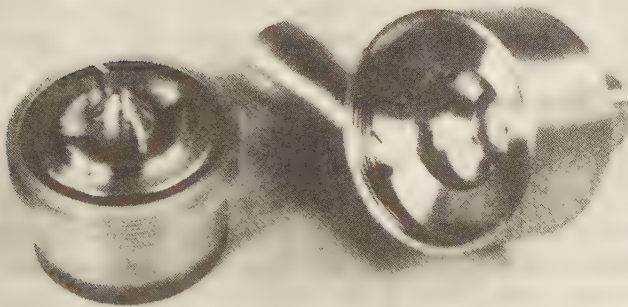


Abb 35 (aus 33)

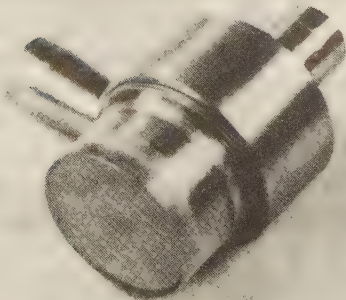


Abb 36 (aus 33)

IV. Antrieb

1. Einteilung

Der Pauschalbegriff „Antrieb“ steht hier als Oberbegriff für das energetische Gesamtsystem: Energiequelle, Energie - transformation, Energiekonversion. Die Leistung des gesunden, natürlichen Herzens liegt im Bereich von 1,5 W (Ruhe) bis etwa 7,0 W (schwere Arbeit). 85 % der geleisteten Arbeit entfallen normalerweise auf den linken Ventrikel. Wegen der Wirkungsgradverluste bei der Energieumformung, - übertragung und - wandlung in mechanische Energie liegt der Leistungs - bedarf des Antriebssystems darüber. Selten dürfte die Energieausbeute über 20 % betragen. Die Höhe der Verluste hängt im wesentlichen von der Art des Antriebs und der Anzahl und Wirkungsweise der energieübertragenden Subsysteme ab. Im Laufe der letzten zehn Jahre haben sich die Ansichten darüber, wie man ein künstliches Herz anzutreiben hätte, gewandelt. So wurde von der Gruppe um KOLFF in Cleveland (55) zunächst die Herstellung von künstlichen Herzen betrieben, welche ihre Energiewandler - kleine Elektromotore - in sich enthielten. Erst auf Vorschlag von Ingenieuren der NASA hin bediente man sich des pneumatischen Antriebs, der sich seither immer mehr durchgesetzt hat und z.Zt. noch die bedeutsamste Antriebsmethode darstellt. In den letzten Jahren wurden Arbeiten veröffentlicht(z.B. von NORMAN et al. 1968,74), die darauf hin - deuten, daß in Zukunft möglicherweise implantierbare Radioisotope (Plutonium²³⁸, Thulium¹⁷¹, Promethium¹⁴⁷) in Verbindung mit thermomechanischen Wandlern in Form implantierbarer Miniaturdampfmaschinen (1970, ROBINSON et al., 90) die herkömmlichen Antriebsmethoden ablösen werden.

Tabelle 2 , modifiziert nach KOLFF (56) zeigt 4 verschiedene Antriebsmöglichkeiten für künstliche Herzen, wie sie heute im Stadium der Laborforschung allgemein Anwendung finden.

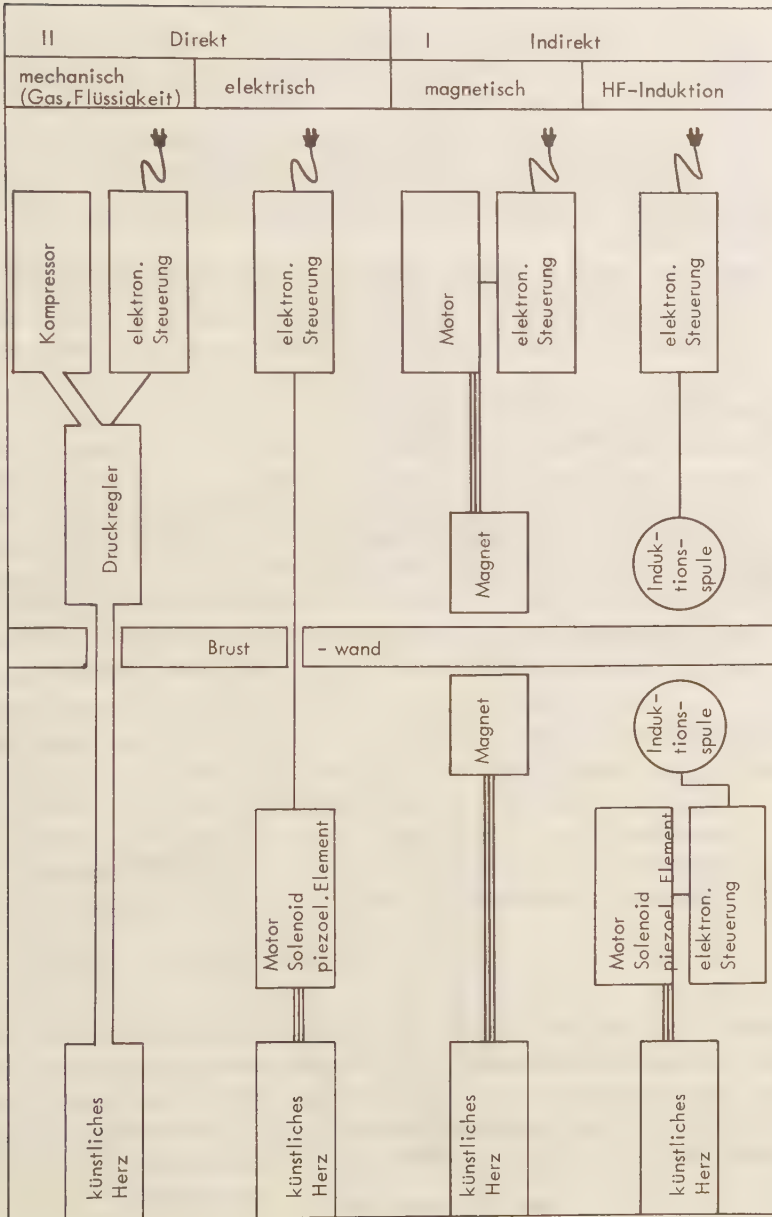


Tabelle 2

Dabei kann systematisch zwischen direkter und indirekter Energieversorgung der Pumpen in den geschlossenen Thorax hinein unterschieden werden.

Bei der indirekten Energieübertragung soll mehr die Art der Energieübertragung, bei der direkten mehr die Energieumwandlung durch die Motorelemente in den Vordergrund gerückt werden.

Innerhalb eines gesamten Antriebssystems sind vielfältige Möglichkeiten in der Zusammenstellung verschiedener Subsysteme möglich und beschrieben worden.

2. Indirekte Antriebsformen

2. 1. Hochfrequenz - Induktion

1961 haben SCHUDER et al. (100) die Möglichkeit der „ drahtlosen“ Energieübertragung in den geschlossenen Thorax hinein beschrieben und experimentell belegt. Man bediente sich dabei der induktiven Kopplung einer primären Oszillatorspule und einer sekundären Empfängerspule, also des Transformatorprinzips. (Abb 37 zeigt das Schema).

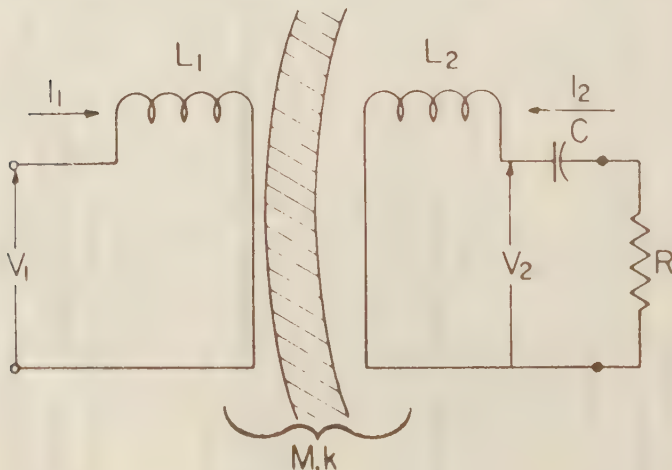


Abb 37 (aus 100)

Bei dieser ersten Versuchsanordnung bestand zwischen den beiden Spulen noch eine feste Kopplung, d.h. sie waren einander genau gegenüber fixiert und nur durch die Thoraxwand des Hundes getrennt.

Der Widerstand R auf der Sekundärseite symbolisiert den im Empfängerschwingkreis liegenden elektromechanischen Wandler. Die Oszillatorfrequenz betrug 320 kHz (unterer Radiowellenbereich).

1963 konnten SCHUDER und STEPHENSON (101) berichten, daß eine solche Übertragung auch dann noch möglich ist, wenn die Sendespule nicht mehr an der äußeren Thoraxwand fixiert ist. Abb 38 zeigt ein Versuchstier, das sich während der Energieübertragung frei in seinem Käfig bewegen kann. Die Empfänger-einheit ist auf dem Rücken festgeschnallt. Als Sendespulenkörper dient der (2 m lange) Käfig. Auf diese Weise ließen sich 50 W elektromagnetische Energie mit einem Verlustanteil von nur 5 % übertragen. (Bei 85 % Verlusten durch den elektromechanischen Wandler wären 30 W ausreichend für ein künstliches Herz.)

Auch nach langem Aufenthalt im elektromagnetischen Feld von dieser Stärke ließen sich bei den Versuchstieren keine Gewebsschäden feststellen (DOLAN et al., 1966, 32).

1968 wurde von MYERS et al. (72) das gleiche Übertragungsprinzip (bei fester Spulenkopplung für Frequenzen im unteren Hörbereich : 3 - 5 kHz) angegeben.

Sie übertrugen transcutan 30 W bei 90 % - iger Energieausbeute. Größe und Gewicht (ca. 25 g) konnten im Vergleich zu den oben genannten Geräten erheblich vermindert werden.

2. 1. 2. Magnetische Induktion

1960 wiesen KUSSEROW (62) et al. bereits auf die Möglichkeit einer Magnetkupplung durch den geschlossenen Thorax zum Antrieb künstlicher Herzen hin. Anwendung fand dieses Prinzip bei der 1969 von DORMAN et al. (33) beschriebenen Zentrifugalpumpe (s.o.), deren Impeller direkt mit einem zylindrischen Rotormagneten verbunden ist.

Er wird von einem paracorporal gelegenen Antriebsmagneten induktiv in Rotation versetzt. Antriebs- und Rotormagnet liegen sich - nur durch Haut getrennt - genau gegenüber, wie Abb 39 dies zeigt. Der Antriebsmagnet wird seinerseits von einem kleinen Gleichstrommotor angetrieben, über dessen Voltage die Drehfrequenz geregelt werden kann. Durch geeignete Legierungen (Aluminium - Nickel) gelingt es heute, relativ starke Permanentmagnete kleiner Masse herzustellen. Wichtig ist in diesem Zusammenhang das Verhältnis von Drehmoment zu Gewichtseinheit beim Rotormagneten. Es nimmt mit steigender Umdrehungszahl zu und wird - umgekehrt proportional - zur wachsenden Distanz von Antriebs- und Rotormagnet kleiner.

Die Kopplung zwischen den beiden rotierenden Magneten wird daher um so fester und betriebssicherer sein, je geringer ihr Abstand zueinander und je höher die Umdrehungszahl ist. Die Drehfrequenz korreliert mit der Förderleistung und muß so gewählt sein, daß bei möglichst hohem Drehmoment ein Output in physiologischer Größenordnung gewährleistet ist.

3. Direkte Antriebsformen

3. 1. Elektrisch

3. 1. 1. Elektromotore

Über den Bau der ersten mit elektrischer Energie betriebenen künstlichen Herzen berichteten 1960 AKUTSU et al. (3, 4). Rollerpumpe und Pendelherz wurden oben bereits erwähnt. Verschiedene Gründe sprechen zunächst für die Verwendung kleiner Elektromotore. Besonders interessant sind hier Miniatur - Gleichstrommotore, da ihre Drehfrequenz über die Input-Voltage leicht regelbar ist. Zwischen Drehfrequenz und Förderleistung der Pumpe besteht ein lineares Verhältnis. Elektromotore erscheinen aber auch deshalb attraktiv, weil sie direkt in das künstliche Herz eingebaut werden können,

und so ein paracorporales stationäres Antriebsaggregat überflüssig machen. Der Träger eines solchen Herzens könnte sich - nur über dünne Bräute mit aufladbaren Batterien verbunden, die er bei sich trägt (BURNS et al., 1966, 28) - zumindest frei bewegen. Diese Energiespeicher könnten ihrerseits ebenfalls implantiert und mittels HF-Induktion von Zeit zu Zeit wieder aufgeladen werden. Sehr vorteilhaft erscheint auch ein im Vergleich zu anderen Motorelementen beachtlicher Wirkungsgrad moderner Präzisionsmotore von bis zu 60% und mehr. Ihre Umdrehungszahlen sind so hoch, daß sie zum Antrieb von Zentrifugalpumpen ideal erscheinen (s. Tabelle 2, S. 60) . Verlustwärme und Gewicht spielen keine so große Rolle mehr, wie bei den von AKUTSU et al. früher entwickelten Pumpen. 1967 konnten PIERCE et al. (84) an einer als Hilfsventrikel für das linke Herz ausgelegten Rollerpumpe (Abb 40) zeigen, daß die Maximaltemperatur des dem Motorgehäuse anliegenden Gewebes nur 9°C über der Basistemperatur lag. Die Motorleistung betrug $1 / 40$ PS , das Gesamtgewicht der Pumpe 400 g. Ein genereller Nachteil dieser kleinen Elektromotore liegt in der hohen technischen Versagerquote. Da für ein ausreichendes Drehmoment hohe Umdrehungszahlen notwendig sind, brechen innerhalb weniger Tage bei Dauerbetrieb die dem Kollektor stromzuführenden Bürsten. Bedeutung könnten bürstenlose Gleichstrommotore erlangen. 1964 wurde von BURNS et al. (25) über einen Elektromotor besonderer Bauart berichtet, der speziell für künstliche Herzen entwickelt worden war.

Anstelle des üblichen Rotors fand ein linear oszillierender Permanentmagnet Anwendung.

In seiner Wirkungsweise ist dieser Motor den unten beschriebenen Solenoiden sehr ähnlich. Über Testergebnisse in Verbindung mit künstlichen Herzen liegen keine Angaben vor.



Abb 38 (aus 101)



Abb 39
(aus 33)

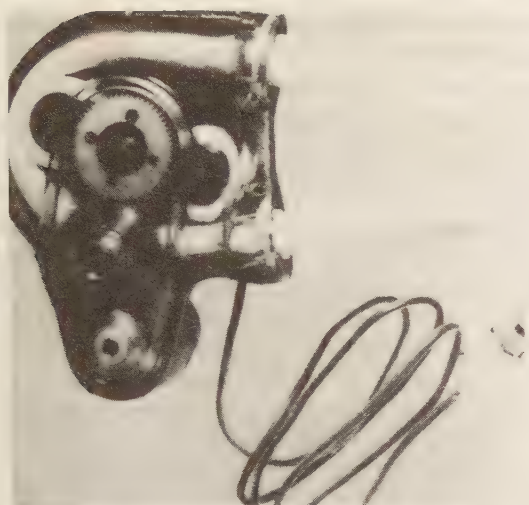


Abb 40 (aus 84)

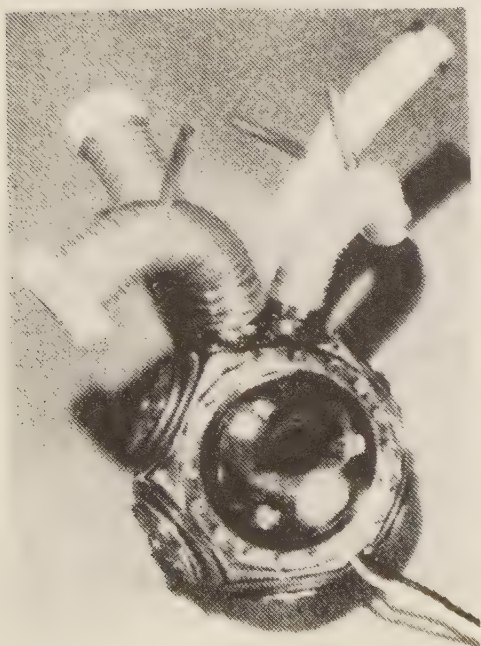


Abb 41 (aus 51)

3. 1. 2. Solenoide

Der Gedanke, Solenoide (Elektromagnete) anstelle hochtouriger Kleinstmotore in künstliche Herzen zu installieren, liegt nahe, da ihre Hubarbeit in Verbindung mit einer Pumpe unmittelbar zur Erzeugung einer pulsativen Strömung ausgenutzt werden kann. Solenoide sind zudem mechanisch stabiler und für den Dauerbetrieb besser geeignet.

Abb 42
(aus 51)



Grundsätzlich können so ausgestattete Pumpen von einem oder mehreren Solenoiden gleichzeitig angetrieben werden.

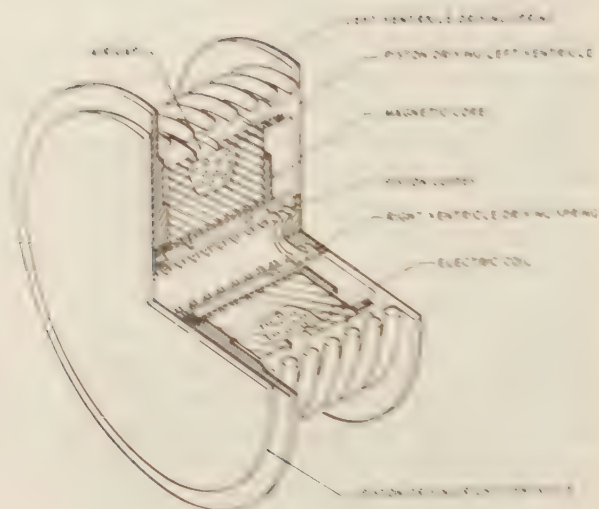
Die ersten Pumpen dieser Bauart wurden von NORTON konstruiert und 1959 von KOLFF et al. (51) als NORTON -Herz beschrieben. Die Abbildungen 41 und 42 zeigen diese Pumpen. Abb 41 zeigt die ganze Pumpe mit den Ventrikelkammern aus Polyurethan und den Gefäßstutzen aus dem gleichen Material, Abb 42 das sechseckige Pumpengehäuse mit den fünf Solenoiden. Die seitlich angebrachten Scheiben üben Kolbenfunktion aus, indem sie sich im Rhythmus der von einem elektronischen Zeitgeber übermittelten Impulse gleichzeitig zum Pumpeninneren hin bewegen. Über eine mechanische Vorrichtung werden Ein- und Auswärtsbewegungen der einzelnen Kolben koordiniert. Das zwischen Kolben und Ventrikeln befindliche Öl dient sowohl der gleichmäßigen Druckübermittlung, als auch der Wärmeableitung an das Blut über die Ventrikelmembranen. Bei dieser Pumpe wurden billige, handelsübliche Solenoide verwendet. Die Verluste bei der elektromechanischen Energiekonversion betrugen mehr als 96 %.

1961 veröffentlichten die Physiker BINDELS und GRIGSBY (14) einen Bericht über Untersuchungen an kleinen Solenoiden, deren Nutzeffekt sie mit Hilfe piezoelektrischer Druckwandler bestimmten. Dabei stellten sie fest, daß der leichteste Solenoid bei einer Masse von 200 gr einen Wirkungsgrad von nur 3,6 % besaß. Berechnungen ergaben, daß der optimale Wirkungsgrad (bei gleicher Masse) theoretisch auf 98,47 % gesteigert werden könnte.

BINDELS führte 1962 (15) die Divergenz zwischen errechnetem und effektivem Wirkungsgrad auf zu geringe Elektronenflußdichte des leichten Spulenmaterials zurück.

Schnelles magnetisches Schließen, um die Wärmeverluste so gering wie möglich zu halten, und ein magnetischer Kolben (T - förmiger Spulenkern) geringen Gewichtes mit kurzem Verschiebeweg (2 - 5 mm) könnten die elektromagnetische Wirksamkeit der Solenoide beträchtlich steigern.

Abb 43
(aus 15)



Auf diesen theoretischen Grundlagen fußend, beschrieben THORNTON und SMITH 1964 (15) einen speziell für die Verwendung in künstlichen Herzen (Abb 15) konstruierten Solenoiden, der in Abb 43 schematisch dargestellt ist.

Der 225 gr schwere Solenoid besteht aus dem ringförmigen Magnetkörper, in den die elektrische Spule eingebettet ist, und den beiden T-förmigen magnetischen Kolben, die jeweils durch eine Spiralfeder von unterschiedlicher Federkraft in regelmäßigen Intervallen vom zentral gelegenen Spulenkerne weggedrückt werden und die sackförmigen Ventrikel zusammendrücken. Die Federkräfte wurden so gewählt, daß ein Vorwärtsschub von 75 mm und ein Rückwärtsschub von 15 mm erzeugt werden. Bei jeder initialen Synchronisationsbewegung ziehen sich die Kolben mit einer Lautstärke in Bereich weniger Millisekunden auf den Magnetkörper an. Der Kolbenhub beträgt wenige Millimeter.

Während der aktiven Diastolenstellung reicht ein geringer Haltestrom, um die Kolben in dieser Stellung zu belassen. Bei einem Energiebedarf von 10 - 15 W und einer Hubfrequenz von 80 / min kann der Output dieser Pumpe jedoch nicht über 1 L / min gesteigert werden. Darin zeigt sich der große Nachteil der Solenoide : Jeder Solenoid hat einen Spitzenoutput, der vom Grad der magnetischen Sättigung (abhängig von Material und Masse von Magnetkörper und Spule) und dem Kolbenhub abhängt. Bei Steigerung des elektrischen Inputs kann die Haltekraft eines Solenoiden über einen bestimmten Maximalwert hinaus nicht weiter gesteigert werden. Magnetpumpen sind als paracorporale Antriebselemente aktuell (s.u.).

3. 1. 3. Piezoelektrische Elemente

In Kristallen mit asymmetrischer Atomstruktur nehmen die Atome unter dem Einfluß eines elektrischen Feldes einen anderen Platz ein, wobei der Kristall eine Formveränderung erfährt. Die Verbiegerichtung hängt von der Richtung des Stromes, die Amplitude von der elektrischen Feldstärke ab. Diesen sog. „ piezoelektrischen Effekt " kann man auch bei synthetischen Keramikelementen aus ferroelektrischem Material nach besonderer Vorbehandlung finden. Sie finden in der Technik als dünne Scheibchen Verwendung. Die Verbiegungsamplitude dieser Scheibchen kann nachträglich durch Konstruktion als „ Bimorph " gesteigert werden. Wie aus Abb 44 (68) ersichtlich, bestehen diese aus fest aufeinanderhaftenden Keramikscheiben mit einer Metallfolie dazwischen. Durch gegensätzliche Polung der beiden Scheiben (Abb 45) dehnt sich die eine Scheibe bei gleichzeitiger Kontraktion der anderen aus. 1964 schrieben LOEHR et al. (68) erstmalig über die Verwendungsmöglichkeit solcher piezoelektrischen Elemente als Antrieb für ein künstliches Herz. Die so konstruierte Pumpe besteht aus säulenartig übereinander und parallel zueinander angeordneten kreisrunden Bimorphen (Abb 46) , in deren Zwischenräumen - die voneinander isolierte Zellen darstellen - sich Öl als kraftübertragendes Medium befindet.

Die Bimorphe sind untereinander so polarisiert, daß sich jeweils ein Bimorphpaar aufeinanderzu - bzw. wegbaucht. Durch geeignete Serienschaltung der Flüssigkeitszellen (Abb 47) kommt ein Vervielfältigungseffekt der pro Einzelbimorph verschobenen Flüssigkeitsvolumina zustande.

Die bisher konstruierten Modellpumpen sind wegen ihrer Unhandlichkeit für eine Implantation nicht geeignet. Berechnet für einen Output von 5 L / min , hätte diese Pumpe eine Höhe von über 15 cm . Sehr gut könnten solche oder ähnlich konstruierte piezoelektrische Pumpen als paracorporale Antriebsaggregate Verwendung finden, wie dies auch 1966 von ZACOUTO (110) gezeigt werden konnte. Das piezoelektrische Prinzip der Energiekonversion ist deshalb so attraktiv, weil der Wirkungsgrad dieser Elemente annähernd 100 % beträgt. In dem hydraulischen Verbindungssystem zum Ventrikel werden die Wärmeverluste mit ca. 15 % angegeben. Der von ZACOUTO verwendete 300 g schwere Konverter besteht im wesentlichen aus einem Ring von in Serie geschalteten Bleizirkonat - Bimorphen. Seine Höhe beträgt 2,8 cm , sein Außendurchmesser 7,8 cm . Die Summe der Verbiegungen aller Einzelelemente während eines elektrischen Impulses überträgt sich auf eine in das Ringinnere eingepaßte elastische Metallmembran, die ihrerseits als Ölverteiler fungiert. In Verbindung mit einer Blutpumpe können bei 60 Pulsen / min Förderleistungen von 5 - 6 L / min erreicht werden, wobei die Drucke gegen die gefördert wird, im physiologischen Bereich liegen. Die Leistung dieses Konverters liegt bei 15 W.

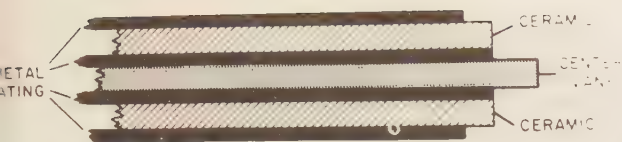


Abb 44 (aus 68)

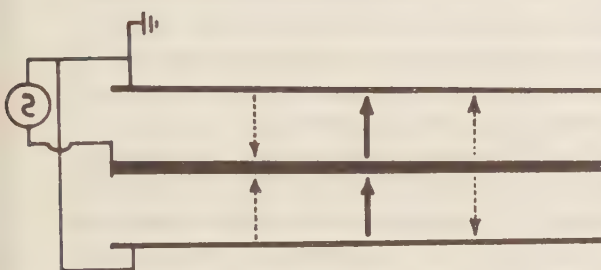


Abb 45 (aus 68)



Abb 46 (aus 68)

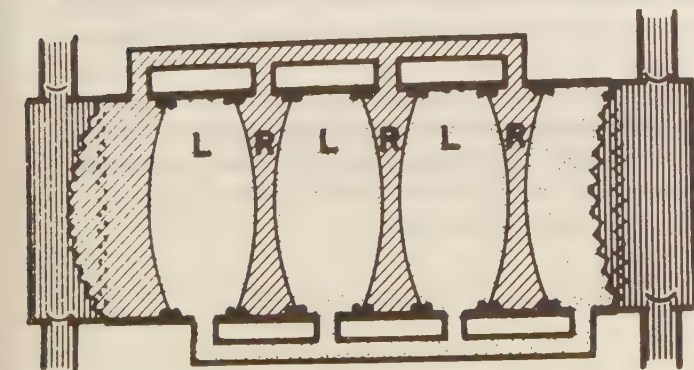


Abb 47 (aus 68)

3. 2. Mechanisch

Die Verwendung rotierender, starrer oder flexibler Wellen durch die Thoraxwand hindurch (1937, DEMIKHOV , 31) steht heute außer Diskussion. Bedeutung wird nur noch den hydraulischen und pneumatischen Antriebssystemen beigemessen, die einen pulsativen Druck auf die Ventrikelfmembran ausüben. Prinzipiell spielt es für ein künstliches Herz keine Rolle, welche dieser beiden Antriebsarten angewendet wird. Jeder Ventrikel benötigt ein eigenes Aggregat, welches sich auch unabhängig vom anderen regeln lassen muß. Naturgemäß sind zur Verbindung der Pumpen mit der Antriebsapparatur mehr oder weniger flexible Rohrleitungen bzw. Schläuche notwendig, die meist mittels knopfartiger Siliconführungen durch die Thoraxwand hindurchgeleitet werden.

3. 2. 1. Flüssigkeiten

Ein hydraulischer Antrieb bringt den Vorteil einer einfachen Beziehung zwischen der verschobenen Flüssigkeitsmenge im Zuleitungsteil und dem Schlagvolumen des Ventrikels mit sich, unter der Bedingung, daß die Zuleitungen ziemlich starr sind. Der Flüssigkeitshub kann leicht gemessen und - umgerechnet in HZV - registriert werden. Dadurch entfällt die aufwendige intracorporale Strömungsmessung.

Einmal erzeugte Pulsdruckkurven lassen sich einigermaßen exakt übertragen, wenn die Compliance im Zuleitungssystem niedrig ist.

Als kraftübertragende Medien kommen Wasser, Salz- und Glucoselösungen, Alkohole, Siliconflüssigkeiten, Heparin und Äther in Betracht.

Als sehr nachteilig macht sich der hohe Widerstand innerhalb des Übertragungsbereiches bemerkbar, da Flüssigkeiten inkompressibel sind. Der Widerstand hängt von der Viskosität der verwendeten Flüssigkeit und (in der vierten Potenz) vom Durchmesser der Zuleitungssysteme ab.

Es wird daher sehr hohe Betriebsdrucke notwendig, wie sie z.B. von elektrisch betriebenen Kolbenpumpen aufgebracht werden.

3. 2. 2. Gase

Die überwiegende Mehrzahl aller intrathorakalen Blutpumpen wird pneumatisch betrieben.

Bei dieser Methode wirkt sich das inkonstante Verhältnis zwischen Schlagvolumen und der dazu nötigen Gasmenge nachteilig aus. Dies kommt speziell in den offenen Systemen zum Ausdruck, bei denen das eingepumpte Gas nach außen, meist in ein Unterdruckreservoir, abgeleitet wird. Dieser Nachteil kann jedoch durch eine aufwendigere Steuerung wieder ausgeglichen werden, sofern die Möglichkeit einer kontinuierlich regelbaren Gaszufuhr über ein Drosselventil gegeben ist. Speziell konstruierte Positionsfühler an der Ventrikelfibrille oder Flowmeter-Meßköpfe am Aortenbogen sind dabei als Meßfühler meist unentbehrlich.

Konstanter sind die Verhältnisse, wenn im geschlossenen System anstelle eines einfachen Überdruckreservoirs (z.B. Gasflasche) eine Drucksaugpumpe benutzt wird, die - in Analogie zu den hydraulischen Antrieben - ein abgeschlossenes Gasvolumen pulsierend bewegt. Die Beliebtheit pneumatischer Antriebsaggregate ist auf bestimmte günstige Eigenschaften der Gase zurückzuführen. So sind Gase z.B. im Vergleich zu Flüssigkeiten sehr leicht und zudem kompressibel. Die Schlauchleitungen setzen einem Gas einen wesentlich geringeren Widerstand entgegen als einer Flüssigkeit. Diese Eigenschaften kommen dem Wirkungsgrad des energieübertragenden Systems zugute. Geringere Shunt - Volumina in den dünnen Zuleitungen können mittels Druckerhöhung ausgeglichen werden (s. S. 48, Bellofram - Herz). Für die Energieübertragung kommen bei diesen Systemen außer Luft vor allem CO_2 , O_2 , N_2 und Helium in Frage.

3. 3. Erzeugung von Druckpulsen

In den paracorporalen Antriebsmaschinen kann dies grundsätzlich auf zweierlei Art geschehen :

1. Ein Verdichter erzeugt konstruktionsbedingt von vornherein Druckpulse.
2. Die Wechseldrucke werden durch einen Ventilmechanismus hervorgerufen, der die Pumpe - den Steuerimpulsen entsprechend - wechselweise an Über - und Unterdruckreservoir anschließt.

Beide Methoden lassen die Möglichkeit offen, entweder direkt oder über eine mechanische Transmission auf die Ventrikelmembran zu wirken.

3. 3. 1. Verdichter

Die einfachste Möglichkeit unmittelbarer Wechseldruckerzeugung besteht in der Anwendung von Kolbenpumpen, deren Kolben über eine Pleuelstange mit einer rotierenden Exzentrerscheibe verbunden ist. Im Kolbenzylinder wird dann ein sinusförmiger Wechseldruck entstehen.

1964 beschrieben PANAYOTOPOULOS et al. (80) eine Antriebspumpe dieses Prinzips für künstliche Herzen. Anstelle einer einfachen Exzentrerscheibe wurde jedoch eine Nockenscheibe eingebaut, deren Form für das S / D - Verhältnis und die Kontur der resultierenden Pulsdruckkurve maßgeblich war. Veränderungen des Kolbenhubs gestatteten eine gewisse Regelung des Schlagvolumens, die Pulsfrequenz ließ sich über die Umdrehungszahl des antreibenden Elektromotors einstellen.

Ein im Prinzip gleiches Antriebsaggregat wurde auch 1968 von VADOT et al. (103) vorgestellt. Abb 48 zeigt den Pulsator. Die im Kolbenzylinder durch komprimierte Luft erzeugten Druckpulse wurden über zwischengeschaltete Membranen auf das hydraulische Zuleitungssystem übertragen (pneumohydraulische Transmission). Die Regelbarkeit dieser einfachen Rezipropumpen ist beschränkt.

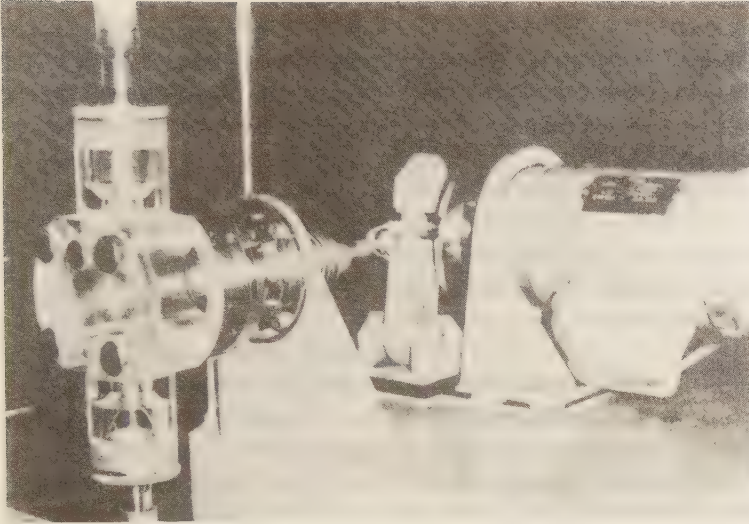


Abb 48 (aus 103)

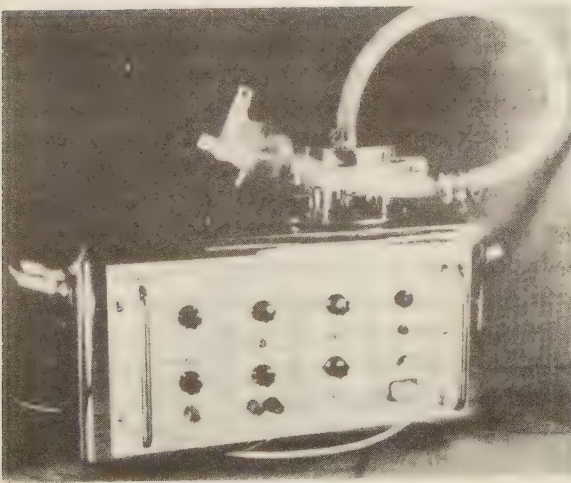


Abb 49 (aus 98)

1967 berichteten BÜCHERL et al. (22) sowie SCHALDACH et al. (98,99) über die erfolgreiche Anwendung einer impuls-gesteuerten elektromagnetischen Membranpumpe als externes Motorelement eines hydraulisch betriebenen implantierbaren Hilfs - ventrikels (Abb 49).

1970 wiesen AFFELT und WALLNER (1) auf die exakte Steuerbarkeit elektrischer Hubmagnetpumpen als pneumatische Antriebselemente hin. Die Magnetpumpen sind - in Verbindung mit einem modernen Analogrechner - z. Zt. noch Gegenstand intensiver Forschung.

Verglichen mit den relativ inkonstanten Druckverhältnissen offener pneumatischer Antriebssysteme und den schlechten Regelmöglichkeiten bei einfachen Kolbenpumpen, erscheint die Verwendung elektronisch exakt regelbarer Magnetpumpen als sehr aussichtsreiche Alternative im derzeitigen Stadium der Kunstherzforschung. Über piezoelektrische Antriebsaggregate wurde oben berichtet.

3. 3. 2. Solenoid - Ventile

Die am häufigsten gebrauchte Methode, ein künstliches Herz anzutreiben, besteht in der wechselweisen Applikation von positiven und negativen Drucken aus Gasspeichern, an die das Herz über einen Umschalter angeschlossen wird.

Da der mittlere Systemdruck über dem atmosphärischen liegt, kann in manchen Fällen auf ein Vakuumreservoir verzichtet werden, wie KWAN - GEFFT 1969 zeigen konnte (60). Dies hängt von der Gesamtheit der elastischen Widerstände im künstlichen Herzen und im Zuleitungssystem ab (Kap. Steuerung, S.92). Bei den meisten Konstruktionen muß jedoch die Diastole durch aktiven Sog erzeugt werden. Über- und Unterdrucke in den Gasspeichern werden durch Luftverdichter, bzw. durch Vakuumpumpen, die von einem Elektromotor angetrieben werden, unterhalten. Die Betriebsdrucke lassen sich mittels einfacher Druckregler einstellen (s. Abb 50).

Sie sind für die verschiedenen Pumpen unterschiedlich groß. Die systolischen Drucke liegen im System meist zwischen + 200 mm Hg und + 400 mm Hg. Auch die diastolischen Vakua differieren. Ihre Werte können bis - 60 mm Hg und weniger betragen. Das entscheidende Element ist hier das Solenoid - 3 - Wege - Ventil, welches impuls- oder zyklusgesteuert den Effektor der Steuereinheit darstellt. Abb 51 zeigt ein einfaches elektromagnetisches 3 - Wege - Ventil mit „ On - Off “ - Charakteristik. Die beiden, aus Gründen der Anschaulichkeit getrennt eingezeichneten Solenoide können technisch durch einen einzigen ersetzt werden.

In der gezeigten Anordnung sind bei Applikation einzelner elektrischer Impulse an jedem der beiden Magnetventile zwei Stellungen möglich : offen oder geschlossen. Durch Verpolung ihrer elektrischen Anschlüsse oder geeignete mechanische Vorrichtungen arbeiten sie einander entgegen, d.h. Öffnung des oberen Ventils führt zur Systole (On-Effekt), Öffnung des unteren zur Diastole (Off-Effekt). Werden die Solenoide mit niedriger Impulsfrequenz gesteuert, etwa der physiologischen Pulsfrequenz (wie es von der Mehrzahl der Autoren beschrieben wird), kommt es auf Grund des reinen On - Off - Effektes im Zuleitungssystem zu einer grundsätzlich recht - eckigen Druckwellencharakteristik, die durch die Elastizität des Systems noch Veränderungen erfährt, wodurch der normalerweise steile Anstiegsteil der Ventrikeldruckkurve abflachend verfälscht wird.

Wirken auf die Solenoide wesentlich höher frequente Impulse, z.B. (100 / sec), so bildet sich wegen der Trägheit seiner mechanischen Komponente ein steuerbarer Gleichgewichtszustand zwischen Geöffnet- und Geschlossenein aus (HILLER et al., 42). In diesem Zwischenzustand ist es möglich, Druck und Volumen des Antriebsgases, das in der Zeiteinheit auf die Ventrikel - membran wirkt, der Impulsrate proportional zu dosieren. Dies eröffnet die Möglichkeit, auf elektronischem Wege - zyklusgerecht - eine annähernd naturgetreue Druck- und Volumenpulscharakteristik im künstlichen Herzen und damit auch im biologischen Gefäßsystem zu erzeugen.

In ähnlicher Weise lassen sich auch Magnetpumpen steuern. Abb 52 zeigt schematisch ein spezielles Proportionalventil, welches bei der unten beschriebenen NASA - Steuerung in Anwendung kam. Anstelle einfacher Solenoide wurde ein Drehspulelement verwendet, das genau funktionsspannungs-proportional gesteuert werden kann.

In Analogie zu den pneumatischen Antriebssystemen können auch Flüssigkeiten ventilgesteuert den Pumpvorgang unterhalten. 1965 beschrieben BURNS et al. (27) ein elektrohydraulisches Antriebssystem, auf welches -seiner besonderen Regeleigenschaften wegen- im Kapitel „Steuerung“ näher eingegangen wird.

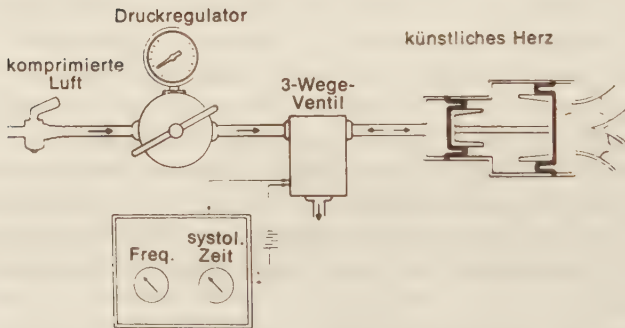


Abb 50 (aus 55)

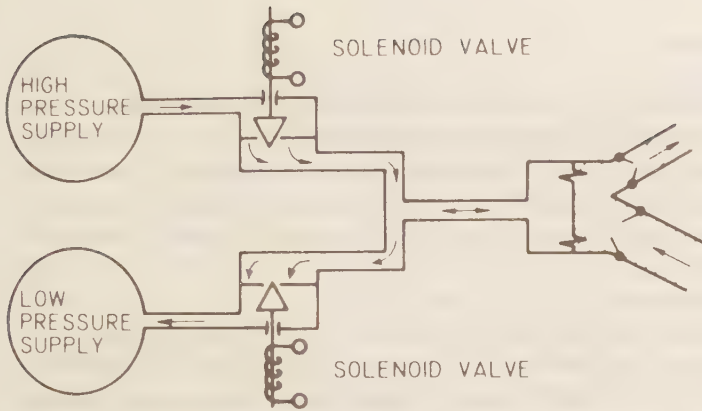


Abb 51 (aus 42)

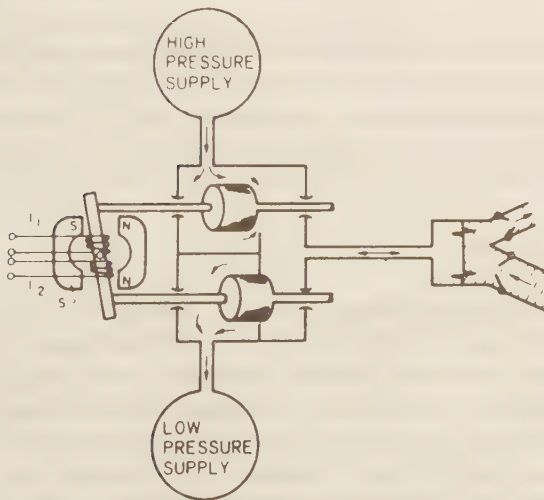


Abb 52
(aus 42)

V. Steuerung

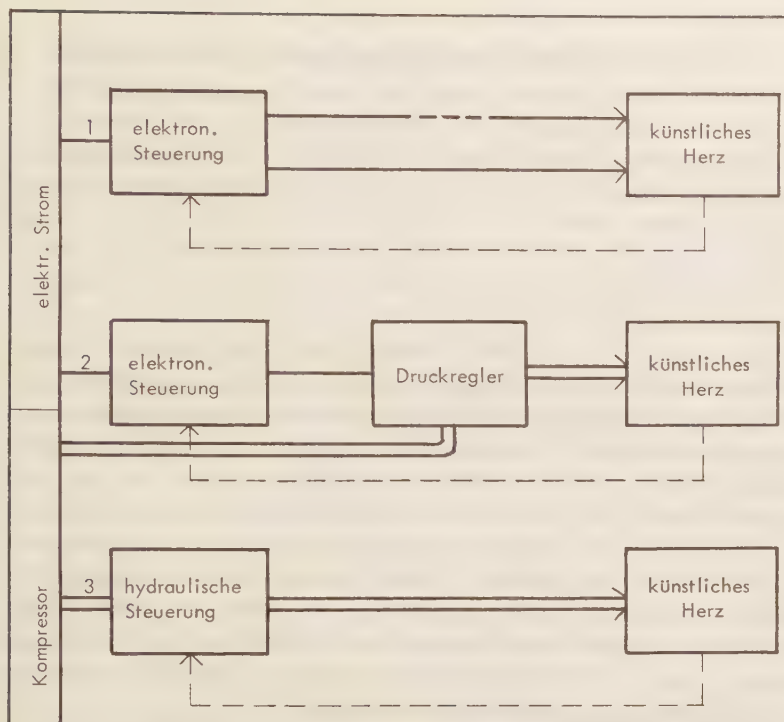
Auf dem Gebiet der Steuerung sind in der Kunstherzforschung beträchtliche Fortschritte gemacht worden. Ganz entscheidend hat dazu die moderne Elektronik beigetragen. Mit Hilfe volltransistorierter Computerelemente kann der Energiefluß zur Pumpe sehr genau kontrolliert und geregelt werden. Durch integrierte Schaltkreise lassen sich die Steuereinheiten miniaturisieren.

Die meisten Steuergeräte liegen aber - wie die Antriebsapparaturen - paracorporal. Dadurch lassen sich übersichtlichere Versuchsverhältnisse schaffen. Außerdem sind gegenwärtig die Überlebenszeiten der Versuchstiere noch so kurz bemessen, daß sich die Implantation des gesamten Kunstherzsystems nicht lohnt. Daß dies jedoch prinzipiell möglich ist, konnten 1966 BURNS et al. (28) und 1970 ROBINSON et al. (90) zeigen.

Einige Forscher versuchen aber auch, die mehr oder weniger komplizierte Elektronik der Zusatzgeräte mit allen ihren möglichen Fehlerquellen dadurch zu umgehen, daß sie Herzen konstruieren, die autonome Regelcharakteristika aufweisen (KWAN - GETT , 1970 , 61).

1. Einteilung

Der sehr schematisierenden Einteilung der Tabelle 3 lag die Stellung der Steuerungssysteme bezüglich des Energiezuflusses zur Pumpe zugrunde sowie die Berücksichtigung ihrer Stellung im Gesamtsystem. Als „ direkt wirkend “ werden darin die -jenigen Steuersysteme bezeichnet, welche dem Energiefluß zur Pumpe in Serie geschaltet sind (Gruppe 1 und Gruppe 3). Bei Gruppe 2 liegt die Steuerung im Nebenschluß und benutzt selbst ein anderes Energiesystem als die Pumpe. In diesem Sinne werden die so arbeitenden Steuerungen als „ indirekt wirkend “ bezeichnet.



	elektronische Steuerung	mechanische (hydraulische) Steuerung
direkt wirkend	Gruppe 1	Gruppe 3
indirekt wirkend	Gruppe 2	

Tabelle 3

Als „ Steuerungsgeräte " werden hier sowohl die einfachen Impulsgeber, als auch die über den ganzen Arbeitszyklus des Herzens regelnden Geräte die den Pumpenoutput automatisch kontrollieren und korrigieren , bezeichnet. Bei impulsge- steuerten Pumpen muß die Regelung dieser Größen meist manuell erfolgen.

2. Regelkreismodell

Betrachtet man das Herz - Kreislaufsystem als kybernetisches System (RANKE , 88 ; KEIDEL , 46), so ist es - übertragen auf das Kunsthertzsystem - die Aufgabe der Steuergeräte, Führungsgrößen über entsprechende Regler auf die Pumpe ein- wirken zu lassen.

Geht man davon aus, daß nach Implantation einer Pumpe im Versuchstier zunächst die gewünschten Größen (Sollwerte) innerhalb der Regelstrecke (Herz, Gefäßsystem) erreicht werden (Ist-Werte), so werden nach kurzer Zeit seitens des biologischen Gefäßsystems verschiedene Störgrößen (etwa durch den sich ändernden peripheren Widerstand) auftreten und die vorgegebenen Stellgrößen verschieben.

Bei den automatischen Steuerungen wird das Ausmaß der Ver - schiebung (d.h. die Abweichung des Ist- vom Sollwert) größtenteils von Meßfühlern z.B. als elektrische Funktion registriert, von elektronischen Rechnern ausgewertet, ver- stärkt und verpolt der Regelstrecke wiederum zugeleitet. Dieser Vorgang trägt die Bezeichnung " feedback ". Mit Hilfe solcher Rückmeldekreise können die Steuergeräte den Störgrößen entgegenwirken und durch veränderte Energiefluß- dosierung das künstliche Herz auf die gewünschten Sollwerte einstellen.

3. Physiologische Voraussetzungen und grundsätzliche Anforderungen

Eine der grundsätzlichen Anforderungen besteht darin, daß der 24 - Stunden - Output beider Kammern gleich sein muß.

Dieses Quasi-Gleichgewicht läßt sich am besten durch Regelung unter Zugrundelegung des Starling 'schen Prinzips erreichen. Nach dem klassischen Gesetz über die Arbeit des Herzens von STARLING (97) entspricht irgendeinem gegebenen venösen Druck ein bestimmtes Schlagvolumen und (bei konstanter Frequenz) ein bestimmter Output. Dabei werden innerhalb physiologischer Grenzen beliebige Volumina gegen einen konstanten Druck, bzw. konstante Volumina gegen beliebige Drucke gefördert.

Nach GUYTON (39) entfallen beim normalen Herzen allein auf den venösen Rückstrom 81 % des Gesamtanteils aller an einer Erhöhung des Herzzeitvolumens beteiligten Größen. Der venöse Rückstrom ist z.T. vom peripheren Gefäßwiderstand abhängig und dem venösen Vorhofdruck proportional. Dies zeigt die auch für die Steuerung künstlicher Herzen so wichtige Beziehung zwischen venösem Einflußdruck und Pumpenoutput.

Die physiologische Outputerhöhung kommt beim natürlichen Herzen in erster Linie durch eine kompensatorische Frequenzerhöhung zustande, erst im Anschluß daran kommt es zur Vermehrung des Schlagvolumens.

Da die Mehrzahl aller künstlichen Herzen pulsativ arbeitet, kommen zur Outputveränderung zwei Variable in Betracht : Frequenz und Schlagvolumen. Dazu ergeben sich grundsätzlich drei Möglichkeiten :

1. Frequenz : konstant
 Schlagvolumen : variabel
 Output : variabel

2. Frequenz : variabel
 Schlagvolumen : konstant
 Output : variabel

3. Frequenz : variabel
Schlagvolumen : variabel
Output : variabel

AKUTSU (1970, 9) wies kürzlich darauf hin, daß nicht nur die Frequenz, sondern auch die relative Systolendauer die Pumpleistung beeinflusst.

Aus überwiegend medizinischen Gründen hat es sich in manchen Fällen als günstig erwiesen (60) künstliche Herzen nach einem „ Pseudo - Starling - Mechanismus " zu regeln, d.h. den Pumpenoutput so zu regulieren, daß der venöse Einflußdruck relativ konstant auf einem geringfügig positiven Einflußdruck gehalten wird.

1963 kamen BURNEY et al. (24) mittels eines nach diesem Prinzip arbeitenden „ venösen Druck Servomechanismus " zu der Erkenntnis, daß damit auch im Versuchstier eine adäquate Zirkulation aufrechterhalten werden kann.

In Langzeitversuchen von NOSÉ et al. (76) zeigte es sich bei Verwendung unterschiedlicher Steuersysteme und Herztypen immer wieder, daß bei einem im Vergleich mit dem venösen Vorhofdruck unverhältnismäßigen Output (beim rechten oder linken Herzen) es zunächst zur rapiden Vorhofentleerung bei gleichzeitigem Abfall des Vorhofdruckes kommt. Bei weiterem Druckabfall (unter den intrathorakalen Druck) tritt wegen der Sogwirkung Kollaps des jeweiligen Vorhofes und der vorgeschalteten Venen ein. Besonders bei noch frischen Anastomosen kommt es dann sehr leicht zu Lufteintritt an Naht- und Verbindungsstellen mit den Folgen einer Luftembolie. Ein bezüglich des Vorhofdruckes aber zu niedriger Output bewirkt einen Druckanstieg im entsprechenden Vorhof, dem ein Druckanstieg in dem vorgeschalteten venösen Einflussgebiet entspricht. Beim linken Herzen ist (bei genügend langer Dauer der Hypertension der V. pulmonalis) ein Lungenödem die unvermeidbare Folge, beim rechten Herzen ein Blutrückstau in die inneren Organe und peripheren Gefäßabschnitte.

1971 wies WALLNER (104) darauf hin, daß möglicherweise der arterielle Mitteldruck anstelle des sonst üblichen venösen Einflußdruckes (78) als entscheidender Steuerparameter eine raschere Outputadaptation künstlicher Herzen an die Peripherie gestattet. Entsprechende Untersuchungen werden durchgeführt. Die Frage nach der Notwendigkeit eines korrekten, d.h. den normalen Verhältnissen entsprechenden Arterienpulses, ist z.Zt. noch offen. Möglicherweise hängen die - von vielen Autoren beschriebenen - Blutdruckkrisen, die sich später nicht mehr beeinflussen lassen, mit nicht exakt erzeugten Druck-, Volumen- und Strompulsen zusammen, so daß dem Kreislaufzentrum „ falsche " nervöse Erregungsmuster zufließen.

4. Direkt wirkende elektronische Steuerung

Diese Art der Steuerung findet bei den wenigen elektrisch betriebenen Kunstherzen Anwendung, die mit einem Elektromotor ausgestattet sind, bzw. über eine magnetische Kupplung mittelbar von einem Elektromotor angetrieben werden. Es wurde schon darauf hingewiesen, daß in der Regel Miniatur-Gleichstrommotore in Anwendung kommen. Die Höhe der Eingangsspannung ist dann der Umdrehungszahl proportional, diese wiederum der Förderleistung der Pumpe.

1963 berichteten PIERCE et al. (81) über ein einfaches elektronisches Servosystem, welches später (1967) zur Steuerung einer implantierbaren Rollerpumpe diente (84). Dieses automatische Steuersystem kann für die in Frage kommenden Pumpen als typisch angesehen werden. Als Steuerparameter wurde der Vorhofdruck des linken Herzens gewählt, der von einem Druckwandler als Ist-Wert in Form einer elektrischen Funktion einem elektronischen Mittelwertbilner zugeleitet wird. Die gemittelten Werte werden mit kurzer Latenzzeit an die Verstärkereinheit verpolzt weitergeleitet.

Diese modifiziert gegenregulatorisch die Pumpen-Inputvoltage und damit auch den Pumpenoutput derart, daß nach kurzer Zeit sich der venöse Einflußdruck wieder auf den vorherbestimmten Soll-Wert einpegelt. Ein zusätzlich eingebauter Okklusionsdetektor kann im Bedarfsfalle die elektronische Gegenregulation blockieren, wenn eine Outputerhöhung nur auf Kosten eines hohen negativen Druckes im vorgeschalteten venösen Gefäßbezirk möglich wäre.

5. Indirekt wirkende elektronische Steuerung

Die meisten Steuergeräte beeinflussen über ein elektronisch arbeitendes 3-Wege-Ventil den Energiefluß zur Pumpe.

5. 1. NASA - Steuerung (zyklische Steuerung)

Bedeutung erlangte ein vor über 10 Jahren vom LEWIS RESEARCH CENTER der NASA konstruierter Servomechanismus für pneumatisch betriebene künstliche Herzen. Die Erstbeschreibung erfolgte 1962 durch KOLFF (53), 1963 wurde er von HILLER (42) beschrieben. Die Beschreibung erfolgte auch in Verbindung mit speziell konstruierten Ventrikeln (SEIDEL, 95; Abb 26, 27). Der Grundkonzeption nach sollte hiermit ein mit Computerelementen ausgestattetes Steuersystem von größtmöglicher Variationsbreite geschaffen werden, um so das Verhalten des Organismus bei Veränderungen der einzelnen Kreislaufparameter studieren zu können. Mit der NASA-Steuerung konnten folgende Parameter verändert werden: Herzfrequenz, S/D-Verhältnis, Ventrikeldruck, Form der Ventrikeldruckkurve, Diastolischer Füllungsdruck und Schlagvolumen bzw. Output. Abb 53, modifiziert nach HILLER (53) zeigt im Blockdiagramm schematisch Antriebs-, Steuerungs- und Auswertungssysteme für einen Ventrikel. Die gleiche Anordnung ergibt sich noch einmal für den anderen Ventrikel. Am Funktionsgenerator kann die Frequenz (für beide Ventrikel gemeinsam) und die Pulsform (für jeden Ventrikel extra) vorgewählt werden.

Die Pulsamplituden lassen sich getrennt regulieren. Dieses Programm wird in Form einer elektrischen Funktion dem exakt proportional arbeitenden Servo-Ventil übermittelt.

Die elektrische Funktion (Wunschstromkurve) der Pulsquelle ergibt sich dabei aus den verschiedenen hohen Spannungsabfällen an vierundzwanzig - zeitlich nacheinander abgetasteten - Potentiometern (Abb 54). Abb 56 zeigt die gesamte Steuerungsapparatur, mit dem Potentiometerauszug im Vordergrund. Die Repetiergeschwindigkeit des Ab tastens ergibt die Pumpfrequenz. Das S / D - Verhältnis verändert sich frequenzabhängig automatisch (Abb 55). Bei niederen Frequenzen beträgt es $1 / 3$, bei höheren Frequenzen wird die Diastolendauer relativ verkürzt (S / D : $1 / 1$) .

Zur Überprüfung und Anpassung des Ventrikeloutputs an das durch den Funktionsspannungsverlauf gegebene HZV dient ein dritter Rückkopplungskreis, der von einem Positionsfühler an der Ventrikelmembran oder einem Flow - Meter ausgehen kann. Mit Hilfe elektronischer Rechner kann daraus direkt das momentane Herzzeitvolumen und HMV ermittelt werden.

1967 bezeichnete NOSÉ (78) diese Art der Steuerung als " Open Loop Operation " , da der Output nur von der vorprogrammierten Pulskurve abhängt und sich nicht auf den venösen Einflußdruck bezieht. Daher war auch so gut wie gar kein Starling - Verhalten vorhanden.

In das Steuerungssystem wurde deshalb ein vierter Regelkreis eingeführt, mit dessen Hilfe ein exaktes Starling - Verhalten erreicht wurde. Diese Steuerungsart wurde der obengenannten als " Closed Loop Operation " gegenübergestellt (78) .

Abb 57 zeigt die Erweiterung der NASA-Steuerung durch ein viertes Rückkopplungssystem schematisch. Die Outputspannung eines im Vorhof eingebauten Differential-Druckwandlers wird über einen Analog-Computer rückkoppelnd dem Servoverstärker zugeleitet. Dadurch wird die gewählte Druckamplitude - und somit auch der Pumpenoutput - entsprechend dem Vorhofdruck moduliert. Die Beschreibung erfolgte 1968 durch KWAN - GETT et al. (59) .

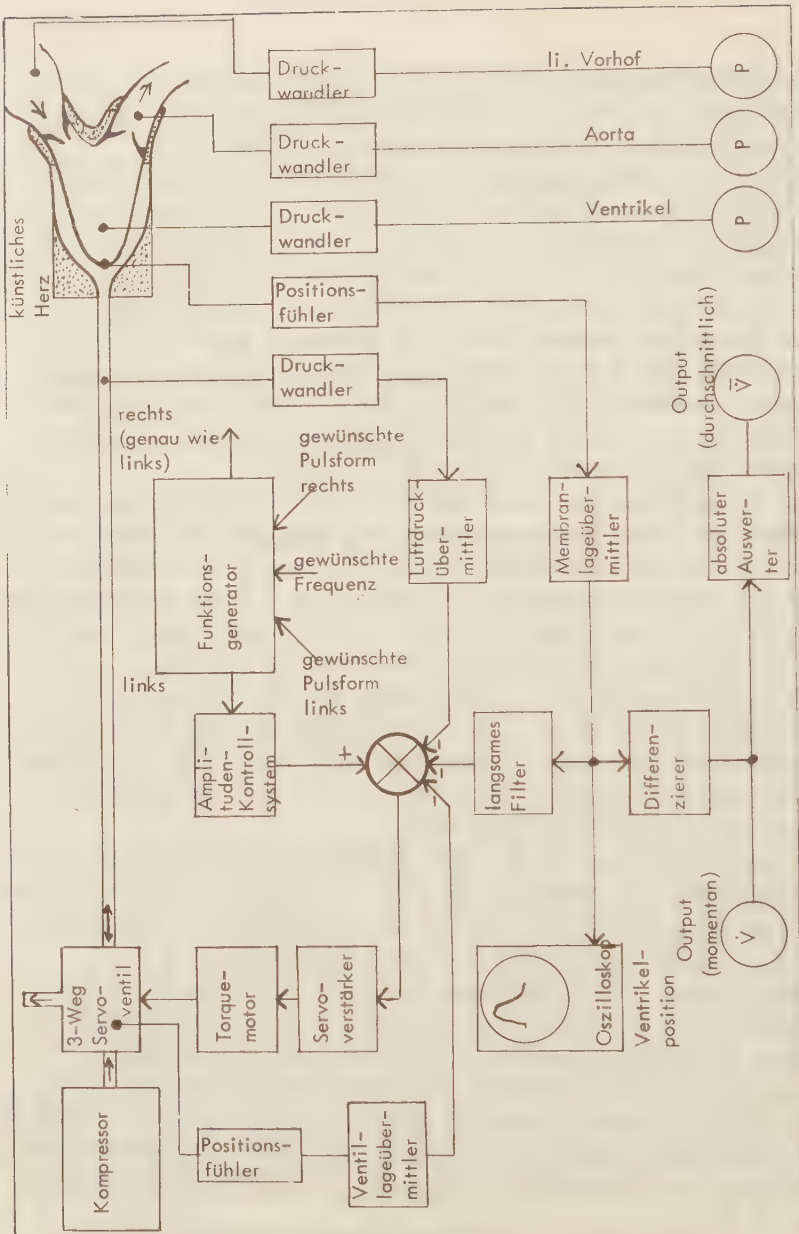


Abb 53

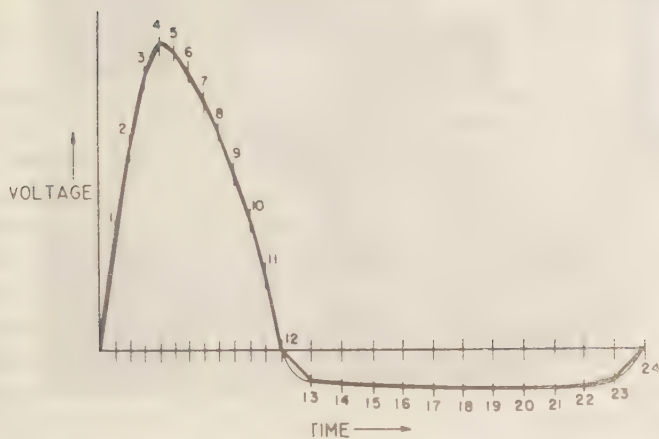
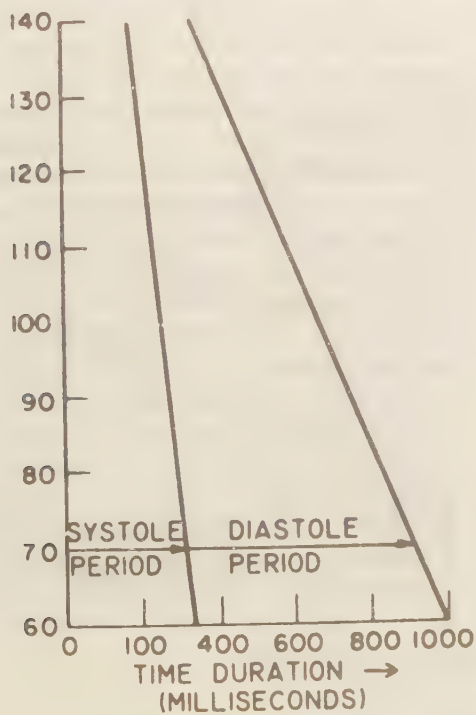


Abb 54
(aus 42)

Abb 55
(aus 42)



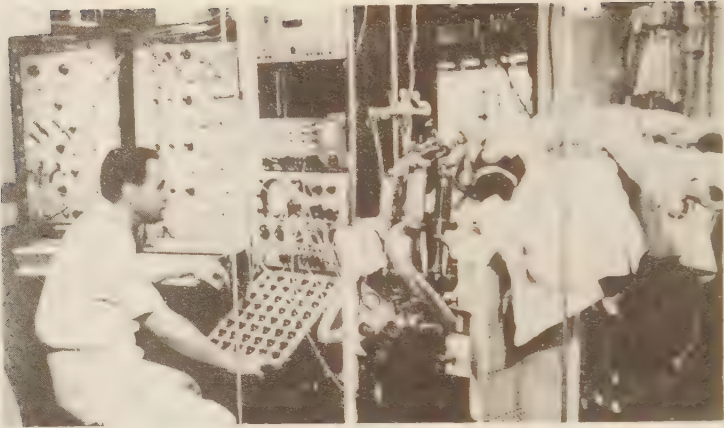


Abb 56 (aus 42)

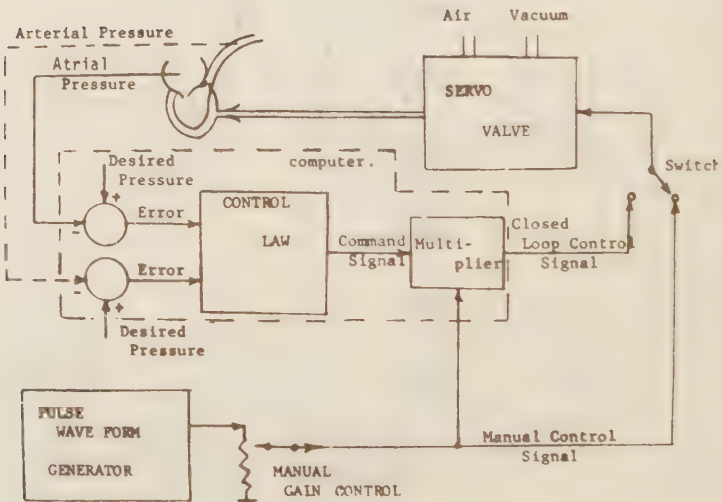


Abb 57 (aus 78)

5.2. Impulsteuerung

Die einfachste Methode ein künstliches Herz zu steuern, besteht in der Verwendung von elektrischen Impulsgeneratoren in Verbindung mit den oben beschriebenen On-Off-Ventilen, wie das DU diese schematisch zeigt. Dieses steuert einfache wie komplexe Herzen - Detroit (Gill Timer - , beschrieben AKUTSU et al. (6) 1964. Die Frequenz der Impulse (Herzfrequenz) (40-100/min) und die Dauer der Einzelimpulse (systolische Zeit, 10-30%) werden von Hand eingestellt. Eine Vergrößerung der Druckamplitude kann durch manuelle Regelung am Druckregulator erfolgen. Im künstlichen Herzlauf ersetzt sich ein schließendes Ventilarbeitverhalten (7%), wie es für die " Open Loop Operation " typisch ist, wenn der Output der Pumpe nicht automatisch durch den variablen Rückstrom kontrolliert wird.

1966 konnte Leifer (9) zeigen (9), daß die mangelhafte Regelfähigkeit einfacher Impulsgeneratoren durch gute autoregulatorische Fähigkeiten des künstlichen Herzens ausgeglichen werden kann. Nach der Pumpe wurde oben schon berichtet. Abb 5a zeigt Antrieb- und Steuerungs-system schematisch. In Abb 5b ist die gesamte paracorporeale Einheit dargestellt. Die Ventrikelfrequenz kann hierbei zwischen 40 und 100/min variiert werden, die relative systolischen Dauer zwischen 20 und 80%. Außerdem ist eine Druckkopplungskontrolle vorgesehen, die wahlweise eingeschaltet werden kann. Anders als bei den zuvor beschriebenen Systemen wird die Blastoile nicht aktiv durch ein Vakuum hervorgerufen. EDAB-Gill geht davon aus, daß der effektive diastolische Ventrikelfüllungsdruck vom Vorhofdruck, dem Widerstand der Einflußkammer, der Compliance und den elastischen Kräften des Ventrikelsackes, der Luftmenge zwischen Blutsack und Solenoid-Ventil, sowie den Widerständen des Luftzuführenden Schlauches und dem Auslaßstutzen des Ventils abhängt.

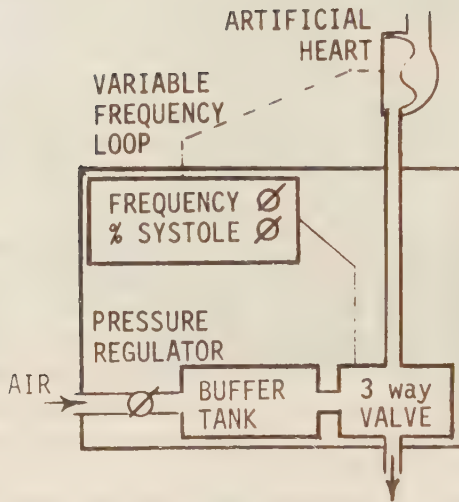


Abb 58 (aus 60)

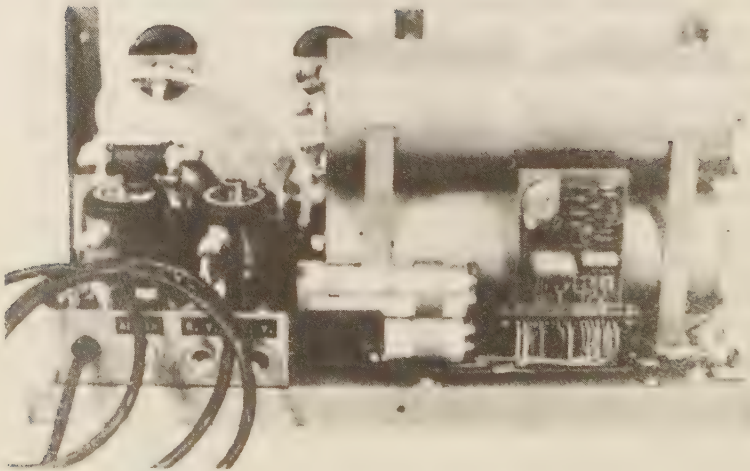


Abb 59 (aus 60)

Die Nichtbeachtung dieser Faktoren bedingt ein schlechtes Starling - Verhalten, da der ohnehin niedrige Vorhofdruck durch die ihm entgegengesetzten Widerstände zunichte gemacht wird und dann als Steuerparameter keine Aussagefähigkeit mehr besitzt. Durch Verwendung von Einflußklappen geringen Widerstandes, einer unelastischen aber flexiblen Ventrikelmembran, durch Querschnittsvergrößerungen aller Zuleitungen und Ventilstützen können die Widerstände im System vermieden und der originale Vorhofdruck erhalten werden. Das System gestattet zwei Arten der Steuerung :

1. Bei konstanter Frequenz und fixierter systolischer Zeit wird der Output selbständig durch das diastolisch einströmende Volumen bestimmt, welches nur vom venösen Druck abhängt.
2. Der Output kann bei gleichen Schlagvolumina durch Frequenzänderung dem venösen Rückstrom angepaßt werden. Dazu ist eine Rückkopplungskontrolle notwendig. Im einfachsten Fall geht sie von einem im Ventrikel eingebauten elektrischen Kontakt aus. Er wird jeweils dann geschlossen, wenn der Ventrikel ein bestimmtes Blutvolumen enthält und löst damit das elektrische Signal für die nächste Systole aus. Die Dauer der Diastole ist somit abhängig von der Höhe des venösen Druckes. Im Gegensatz zu (1) nimmt hierbei bei höheren Vorhofdrücken die Dauer der Diastole automatisch ab, was mit den physiologischen Gegebenheiten bei Frequenzerhöhung in Einklang steht.

6. Elektrohydraulische Antriebs- und Steuereinheit

1965 berichteten BURNS et al. (27) über ein elektrohydraulisches Antriebssystem, welches schematisch in Abb 60 dargestellt ist. Bei diesem Modell werden rechte und linke Kammer des künstlichen Herzens über einen Hilfskreislauf mit einem analog arbeitenden Solenoid-Ventil abwechselnd angepumpt. Das hydraulische System (Abb 61) stellt dabei einen geschlossenen Regelkreis dar.

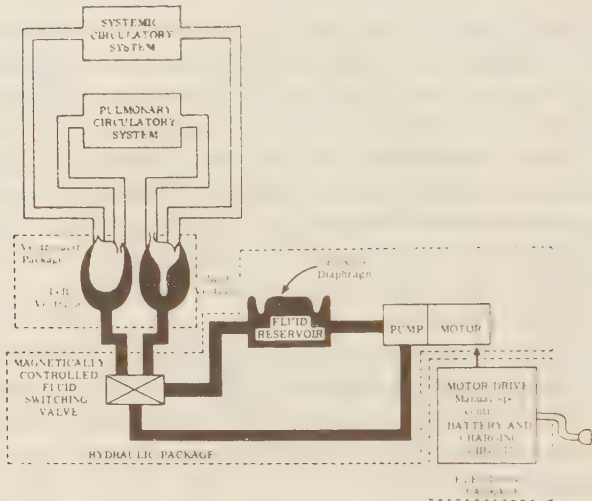


Abb 60 (aus 27)

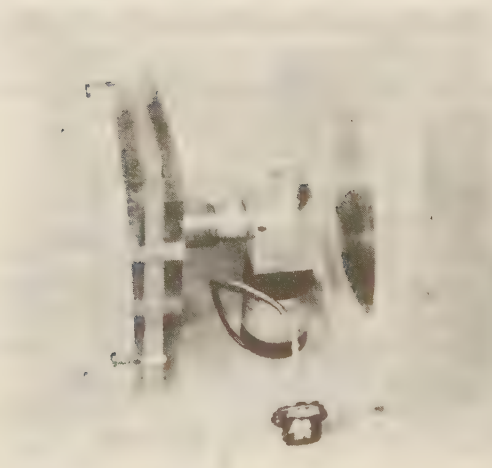


Abb 61 (aus 27)

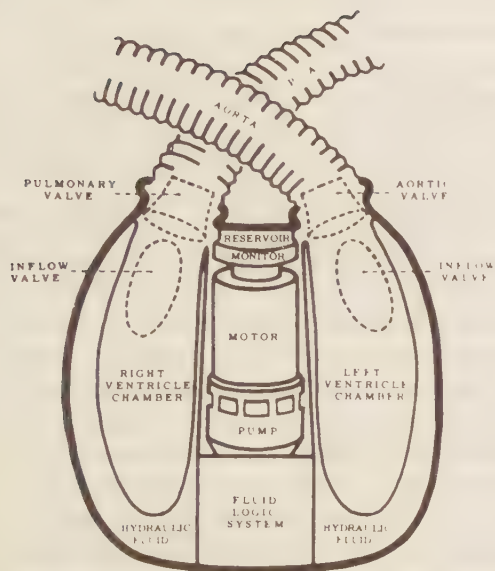


Abb 62 (aus 28)

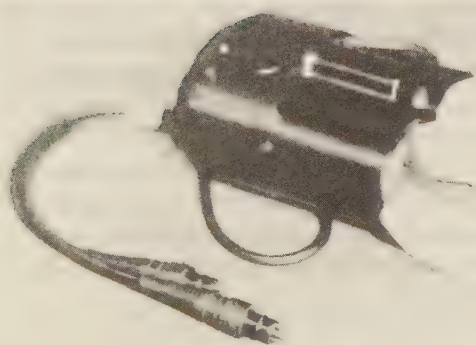


Abb 63 (aus 28)

Die Flüssigkeit des hydraulischen Systems, die zunächst bei Anpumpen eines Ventrikels eine Systole herbeiführt, ruft im entsprechenden Zuleitungsschlauch einen hohen Druck hervor, der vom eingebauten Druckwandler als elektrisches Rückkopplungssignal dem Ventil zugeleitet wird. Dies bewirkt die Umschaltung des magnetisch gesperrten Richtungsventils mit dem Erfolg einer Diastole des ersten und Systole des zweiten Ventrikels. Während jeder Diastole wird eine dem venösen Druck entsprechende Flüssigkeitsmenge aus dem Zuleitungsschlauch zusätzlich an die im hydraulischen System kreisende Flüssigkeit abgegeben. Die dadurch hervorgerufene Volumenänderung wird von einem Meßfühler am Reservoir vor der Miniatürkreiselpumpe in ein elektrisches Signal umgewandelt. Die erhaltenen Momentanwerte werden elektronisch gemittelt, um Diskrepanzen zwischen rechtem und linkem Ventrikelpumpe auszugleichen. Der Gesamteffekt dieses Systems besteht in der Anpassung des Pumpenoutputs an den venösen Rückstrom. 1966 zeigten BURNS et al. (28), daß es möglich ist, Antriebs- und Steuerungssystem soweit zu miniaturisieren, daß es gemeinsam mit dem künstlichen Herzen im Pericardsack nach Entfernen der natürlichen Ventrikel als äußerlich einheitliches, ellipsoidförmiges System (Größe : 9 x 12 cm, Gewicht : 2000 g) implantiert werden kann. Abbildung 62 zeigt schematisch die Lage der einzelnen Systeme, Abb 63 (28) das komplette, implantierbare Kunstherzsystem. Bei diesem System kann jedoch nicht auf eine externe elektrische Energiequelle verzichtet werden, die aus einer tragbaren Einheit von Zn - Ag - Akkus mit Ladegerät besteht.

In vivo wurde das System bisher nur im Kurzzeitexperiment getestet. Die aufgezeichneten Druckkurven hatten physiologische Form und Werte. Lungenödem, Schocksymptomatik oder andere Zeichen eines Kreislaufversagens wurden nicht beobachtet.

7. Direkt wirkende mechanische Steuerung

Das Fluid Amplifier System

Dieses „Flüssigkeitsverstärkersystem“ wurde von einem Wissenschaftlerteam der amerikanischen Armee erforscht und 1961 zuerst beschrieben (10, zit. nach BARILA, 12). 1966 beschrieben BARILA et al. (12) eine nach diesem Prinzip arbeitende paracorporale Blutpumpe (Abb 65). In Abb 64 ist das Steuerungsprinzip schematisch dargestellt (stark modifiziert nach WOOWARD et al., 109).

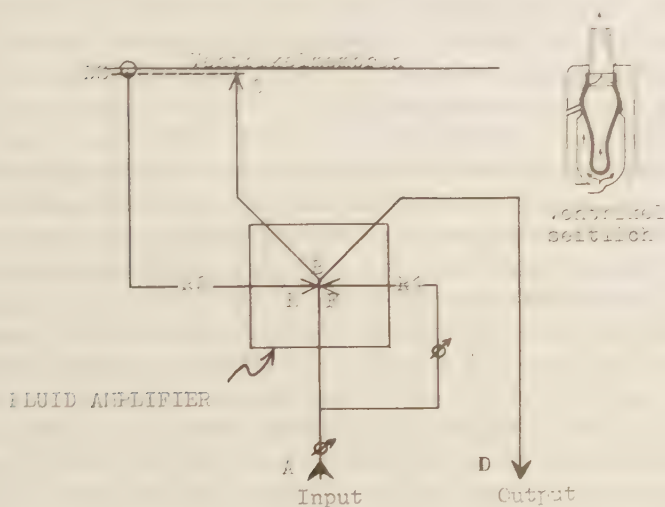


Abb 64

Bei dieser Pumpe kann als Antriebsmedium gleichermaßen eine Antriebsflüssigkeit oder ein Gas (Luft) verwendet werden. Ähnlich dem elektrohydraulischen Steuersystem besteht auch hier ein Hilfskreislauf, von dem aus der Ventrikel angepumpt wird.

Zu Beginn des Pumpzyklus strömt die zum Antrieb verwendete komprimierte Luft vom Input A des Fluid amplifizier aus auf den Teiler B zu. Da die Ventrikelmembran den Deflektions - schalter DS zur Zeit der Diastole verschließt und daher noch kein Gas über die Rückkopplungsleitung R 2 auf den FA ein - wirkt, andererseits aber ein dauernder geringer, rückkoppeln - der Steuerstrom R 1 von rechts auf den Antriebsstrom wirkt, kommt es (COANDA - Effekt) zu einer Schaltung des Antriebs - stromes auf den Punkt C hin, d.h. das Gas dringt in den Raum zwischen Ventrikelgehäuse und Membran ein. Dieser Vorgang führt zur Systole. Bei einem bestimmten maximalen Deflektions - grad der Ventrikelmembran wird eine seitliche Öffnung im Ventrikelgehäuse freigelegt (s. Abb 64, seitlicher Ventrikel). Dort strömt das Gas aus und wird über eine Rückkopplungs - leitung R 2 dem Fluid amplifizier als Steuerstrom zugeführt. In Punkt E strömt es aus der linken Steurdüse mit höherer Intensität als Steuerstrom R 1 auf den Antriebsstrom zu, der dadurch nach rechts zum Output D abgelenkt wird. Um die Ven - trikelmembran herum und in der gaszuführenden Leitung kommt es zu einem Sog , der die Membran zu diastolischen Entfaltung bringt, unterstützt vom Druck des venösen Einstroms. Da wäh - rend der Diastole das Ventrikelgehäuse durch die sackförmige Ventrikelmembran verschlossen wird, sistiert der linke Steuer - strom (R 2) . Dies bewirkt aufgrund des erneuten Über - wiegens des Steuerstromes R 1 eine Richtungsänderung des An - triebsgases, das jetzt wieder dem Ventrikel zuströmt und die nächste Systole auslöst.

Das Fluid amplifizier system eignet sich sowohl für den direkten Einbau in den Ventrikel (Abb 66) , als auch für die para - corporale Steuerung des implantierten Ventrikels (Abb 67) .

Für jeden Ventrikel wird ein eigenes Steuersystem verwendet. Da die Membrandeflektion den Pumpvorgang steuert, findet eine Outputvergrößerung in erster Linie über eine Pulsfrequenzerhöhung statt, - das Schlagvolumen ist also relativ konstant. Stark erhöhte diastolische Füllungsvolumina können mittels Inputvergrößerung (Regler bei A) ausgeglichen werden. Regler w gestattet die Einstellung der systolischen Zeit.

In-vitro-Tests im künstlichen Kreislauf (12, 78, 109) zeigen ein gutes Starling- Verhalten, welches aber nicht so ausgeprägt wie beim natürlichen Herzen ist. Bei Implantation von Fluid-amplifier-Herzen (Gewicht: 800 g) wurden Überlebenszeiten bis zu 24 Stunden (76), bei Verwendung paracorporaler Steuersysteme sogar bis zu 50 Stunden (78) erreicht. Es zeigte sich, daß bei relativ konstantem Vorhofdruck der venöse Rückstrom ausreichend war.

Da jeder Ventrikel seinen eigenen Steuermechanismus besitzt, treten Arrhythmien auf. Auch die Formen der Druckkurven differieren.

Abb 68 zeigt ein aus zwei Ventrikeln zusammengesetztes künstliches Herz nach Implantation im Kalb.

Der Vorteil dieses Flüssigkeitsverstärkersystems besteht in seiner Einfachheit, im Fehlen beweglicher Teile, seiner geringen Größe und dem niedrigen Herstellungspreis.

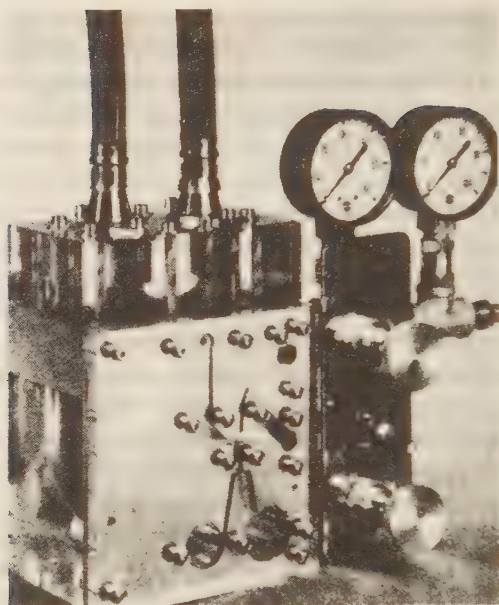


Abb 65 (aus 12)

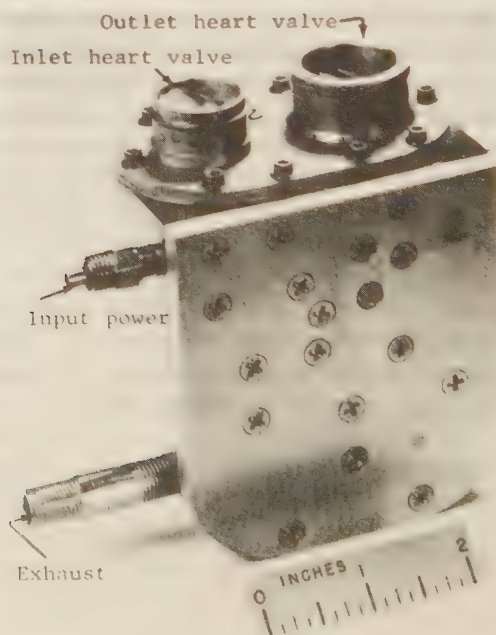


Abb 66 (aus 12)

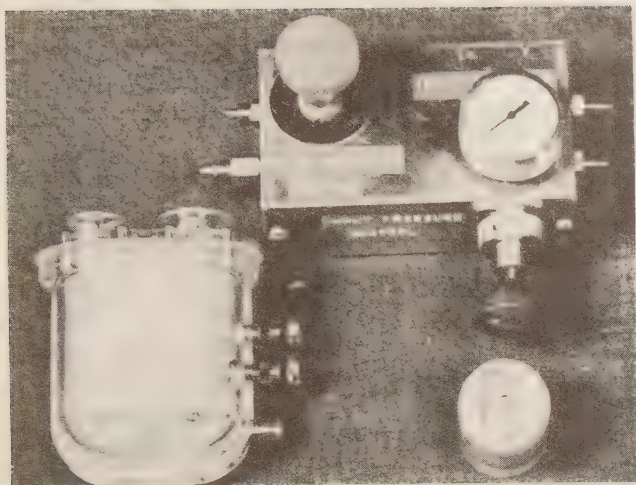


Abb 67 (aus 56)



Abb 68 (aus 109)

VI. Literaturverzeichnis

1. Affelt, K. und Wallner, F.: Das künstliche Herz auf dem Prüfstand. VDI-Nachrichten, 47, 2, 1970.
2. Akutsu, T. and Kolff, W.J.: Permanent substitute for valves and hearts. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 4, 230, 1958.
3. Akutsu, T., Houston, C.S. and Kolff, W.J.: Artificial hearts inside the chest, using small electro-motors. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 6, 299, 1960.
4. Akutsu, T., Seidel, W., Mirkovitch, V., Feller, J. and Kolff, W.J.: An electro-motor driven pendulum type artificial heart inside the chest. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 7, 374, 1961.
5. Akutsu, T., Mirkovitch, V., Topaz, S.R. and Kolff, W.J.: Silastic sac type of artificial heart and its use in calves. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 9, 281, 1963.
6. Akutsu, T., Mirkovitch, V., Topaz, S.R. and Kolff, W.J.: A pneumatically driven sac type of artificial heart. Suppl. Circulation, 29, 86, 1964.
7. Akutsu, T., Chaptal, P.A., Agraval, G. and Kantrowitz, A.: Compact prosthetic total heart. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 12, 288, 1966.
8. Akutsu, T. and Takagi, H.: Thrombus formation in implanted blood pumps. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 15, 55, 1969.
9. Akutsu, T., Takagi, H. and Takano, H.: Total artificial heart with built-in valves. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 16, 392, 1970.
10. Army Research and Development Newsmagazine, Office of the Chief, Research and Development. Headquarters of the Army, Washington 25 DC, Vol. 2, 11, 6, 1961.
11. Atsumi, K., Sakurai, Y., Atsumi, E., Naransawa, S., Kunisawa, S., Okikura, M. and Kimoto, S.: Application of a specially cross-linked natural rubber for artificial organs. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 9, 324, 1963.
12. Barila, T.G., Nunn, D.B. and Woodward, K.E.: A blood pump powered and controlled by a fluid amplification system. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 8, 30, 1962.
13. Bernstein, E.F., Blackshear, P.L. and Keller, K.H.: Factors influencing erythrocyte destruction in artificial organs. Amer. J. Surg., 114, 126, 1963.
14. Bindels, J. and Grigsby, J.: Considerations and calculations about the optimum solenoid to be used for an intrathoracic artificial heart. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 7, 369, 1961.
15. Bindels, J.: Theoretical limits of efficiency for solenoids to drive artificial hearts. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 8, 141, 1962.
16. Blackshear, P.L., Dorman, F.D. and Steinbach, J.H.: Some mechanical effects that influence hemolysis. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 11, 112, 1965.
17. Blackshear, P.L., Dorman, F.D., Steinbach, J.H., Mayback, E.J., Singh, A. and Collingham, R.E.: Shear wall interaction and hemolysis. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 12, 113, 1966.
18. Bluestein, N. and Mockros, L.F.: Hemolytic effects on energy dissipation in flowing blood. Med. and biol. Engng., 7, 1, 1969.
19. Böhme, W.: Erg. Physiol., 38, 251, 1936.
20. Braley, Jr., S.A.: The medical silicones. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 10, 240, 1964.
21. Brown, F., Seidel, W. and Kolff, W.J.: Hemolysis caused by blood pumps at flow rates of 2 litres. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 7, 350, 1961.

22. Bücherl, E.S., Eisele, R., Nasser, M. und Schaldach, M.: Experimentelle Erfahrungen und spezielle Probleme bei Anwendung einer Pumpe zur Umgehung des linken Ventrikels. Assistierte Zirkulation, 1967, S. 108. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
23. Bücherl, E.S.: Stand der Entwicklung des künstlichen Herzens. Monatskurse für die ärztliche Fortbildung, 1, 10, 1969.
24. Burney, R.G., Pierce, W.S., Williams, K.R., Boyer, M.H. and Kirby, C.K.: Studies on an artificial heart controlled by a venous pressure servomechanism. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 9, 299, 1963.
25. Burns, W.H., Griffith, N. and Waldhausen, J.A.: A linear oscillating electromotor for possible application in an intrathoracic artificial heart. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 10, 151, 1964.
26. Burns, W.H., McInnes, A.G.P. and Mandelbaum, I.: Hemodynamic studies with a new pulsatile pump. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 11, 265, 1965.
27. Burns, W.H., Loublier, R. and Farlow, J.M.: The development of an electrohydraulic implantable artificial heart. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 11, 265, 1965.
28. Burns, W.H., Loublier, R. and Farlow, J.M.: The development of an intrapericardial cardiac replacement. Phase II. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 12, 272, 1966.
29. Cooley, D.A., Liotta, D., Hallman, G.L., Bloodwell, R.D., Leachman, R.D. and Milam, J.D.: First human implantation of cardiac prosthesis for staged total replacement of the heart. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 15, 252, 1969.
30. DeBakey, M.E.: A simple continuous-flow blood transfusion instrument. New Orleans Med. Surg. J., 87, 386, 1934.
31. Demikhov, V.P.: Experimental transplantation of vital organs. Translation by Basil Hugh. Consultants Bureau Enterprises, Inc., 227 West 17th St., New York, 1962.
32. Dolan, A.M., Stephenson, F.E., Malt, S.H., Schuder, J.C. and Mackenzie, J.W.: Heat and electromagnetic energy transport through biological material at levels relevant to intrathoracic artificial heart. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 12, 275, 1966.
33. Dorman, F., Bernstein, E.F., Blackshear, P.L., Sovilj, R. and Scott, D.R.: Progress in the design of a centrifugal cardiac assist pump with transcutaneous energy transmission by magnetic coupling. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 15, 441, 1969.
34. Farris, F.E.: Gezielte Entwicklung von künstlichen Herzen. VDI-Nachrichten, 4, 1, 1970.
35. Freebairn, D. and Heggs, Th.: Solenoid Design for a prosthetic heart. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 10, 166, 1964.
36. Gauer, O.H.: Kreislauf des Blutes, Landois-Rosemann, Lehrbuch der Physiologie des Menschen, Bd I, 65, 1960, 28. Aufl., Verlag Urban und Schwarzenberg, München-Berlin.
37. Gebhardt, W.: Zur Dynamik des gesunden und kranken menschlichen Herzens. Forum cardiologicum 10, Studienreihe Boehringer-Mannheim.
38. Gott, V.L., Whiffen, J.D., Koepke, D.E., Daggett, R.L., Boake, W.C. and Young, W.P.: Techniques of applying a graphite-benzalkonium-heparin coating to various plastics and metals. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 10, 213, 1964.
39. Guyton, A.D.: Circulatory Physiology: Cardiac output and its regulation. W.B. Saunders Co., Philadelphia, 1963.

40. Hall, C.W., Liotta, D., Henly, W.S., Crawford, E.S. and DeBakey, M.E.: Development of artificial intrathoracic circulatory pumps. *Amer. J. Surg.*, 108, 685, 1964.
41. Harshaw, D.H., Ziskind, H.S., Wesolowski, S.A. and Sayer, P.N.: The ionic structure of the blood intimal interface as an aid in the development of vascular prostheses. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 9, 317, 1963.
42. Hiller, K.W., Seidel, W. and Kolff, W.J.: An electronic-mechanical control for an intrathoracic artificial heart. *Amer. J. Medical Electronics*, 2, 212, 1963.
43. Hinglais, J.R., d'Oléon, F., Chevrier, J.L. and Dubost, Ch.: A time and volume controlled extracorporeal pump. Technical description, performance and experimental application to left heart support. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 13, 317, 1967.
44. Imai, Y., von Bally, K. and Nosé, Y.: New elastic materials for the artificial heart. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 16, 17, 1970.
45. Indeglia, R.A., Shea, M.A., Forstrom, R. and Bernstein, E.F.: Influence of mechanical factors on erythrocyte sublethal damage. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 14, 264, 1968.
46. Keidel, W.D.: *Prinzipien biologischer Regelung. Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie*, 8, 1967. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
47. Kirby, C.K.: Presidential address. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 7, 153, 1961.
48. Kirby, C.K., Pierce, W.S., Burney, R.G., Rogers, A. Williams, K.R. and Johnson, J.: Development of an artificial intrathoracic heart. *Surgery*, 56, 719, 1964.
49. Klain, M., Ogawa, H., Wright, J., Webb, J., Mrava, G., von Bally, K., Urbanek, K., Carse, K., Sagaw, K. and Nosé, Y.: Valveless orthotopic cardiac prosthesis- a wave-pulsating total heart. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 16, 400, 1970.
50. Kletschka, H.D.: Discussion. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 15, 264, 1969.
51. Kolff, W.J., Akutsu, T., Dreyer, B. and Norton, S.H.: Artificial heart inside the chest and use of polyurethane for making hearts, valves and aortas. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 5, 298, 1959.
52. Kolff, W.J.: Mock circulation to test pumps designed for permanent replacement of damaged hearts. *Cleveland Clinic Quarterly*, 26, 223, 1959.
53. Kolff, W.J., Hiller, K.W., Seidel, W., Mouloupoulos, S., Akutsu, T., Mirkovitch, V. and Topaz, S.R.: Results obtained with artificial hearts driven by NASA-servomechanism and the pathologic physiology of artificial hearts. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 8, 135, 1962.
54. Kolff, W.J.: Outlines for artificial organs- I) Artificial heart inside the chest. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 9, 368, 1963.
55. Kolff, W.J.: *Künstliche Herzen. Das medizinische Prisma*, 4, 8, 1966, Hrsg.: C.F. Boehringer & Söhne, Ingelheim.
56. Kolff, W.J.: *Das künstliche Herz. Naturwissenschaft und Medizin*, 22, 43, 1968, Hrsg.: C.F. Boehringer & Söhne, Mannheim.
57. Kolff, W.J.: Artificial organs in the seventies. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 16, 534, 1970.
58. Kwan-Gett, C.S., Oros, R. and Nosé, Y.: Detection of thrombogenic areas in artificial hearts. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 13, 313, 1967.
59. Kwan-Gett, C.S., Crosby, M.J., Schoenberg, A., Jacobson, S.C. and Kolff, W.J.: Control systems for artificial hearts. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 14, 284, 1968.

60. Kwan-Gett, C.S., Wu, Y., Jacobsen, S. and Kolff, W.J.: Total replacement artificial heart and driving system with inherent regulation of cardiac output. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 15, 245, 1969.
61. Kwan-Gett, C.S., Zwart, H.H.J., Kralios, A.C., Kessler, T., Backman, K. and Kolff, W.J.: A prosthetic heart with hemispherical ventricles designed for low hemolytic action. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 16, 409, 1970.
62. Kusserow, B.K.: The use of magnetic field to remotely power an implantable blood pump. Preliminary report. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 6, 292, 1960.
63. Kusserow, B.K. and Clapp, J.F.: A small ventricle-type blood pump for prolonged perfusions: constructions and initial studies, including attempts to power a pump biological with skeletal muscle. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 10, 75, 1964.
64. Landois-Rosemann: *Physiologie des Menschen*, 10. Auflage, Verlag Urban und Schwarzenberg, Berlin-Wien, 1900.
65. Leininger, R.I., Mirkovitch, V., Beck, R.E., Andrus, P.G. and Kolff, W.J.: The zeta potentials of some selected solids in respect to plasma fractions. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 10, 237, 1964.
66. Liotta, D., Hall, C.W., Villanueva, A., O'Neal, R.M. and DeBaakey, M.E.: A pseudoendocardium for implantable blood pumps. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 12, 129, 1966.
67. Liotta, D., Wieting, D.W., Hall, C.W., Ghidoni, J.J. and DeBaakey, M.E.: In vitro and in vivo flow studies in blood pumps. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 13, 280, 1967.
68. Loehr, M.L., Kosch, W.F., Singer, M., Pierce, W.S. and Kirby, C.K.: The piezoelectric artificial heart. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 10, 147, 1964.
69. Many, M., Birtwell, W.C., Giron, F., Wise, H., Soroff, H.S. and Deterling, R.A.: The effects of pulse wave pattern on renal function. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 13, 157, 1967.
70. McCabe, S.: Pump for replacement of the heart. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 5, 289, 1959.
71. Murphy, P., Holly, F., van Someren, L., Bankole, M., Singh, S. and Bernhard, W.F.: Antithrombogenic properties of electrified polymers. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 13, 131, 1967.
72. Myers, G.H., Reed, G.E., Thumin, A., Fascher, S. and Cortes, L.: A transcutaneous power transformer. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 14, 210, 1968.
73. Nakamura, R. and Redo, S.F.: Experience with a polyurethane sac-type artificial heart. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 15, 237, 1969.
74. Norman, J.C., Covelli, V.H., Bernhard, W.F. and Spira, J.: An implantable nuclear fuel capsule for an artificial heart. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 14, 204, 1968.
75. Nosé, Y., Sarin, C.L., Klain, M., Topaz, S., SenGupta, A., Tretbar, L.L. and Kolff, W.J.: Artificial hearts inside the pericardial sac in calves. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 11, 262, 1965.
76. Nosé, Y., Sarin, C.L., Klain, M., Leitz, K.H., Tesny, T.J. and Phillips, P.M., Rose, F.L., Kolff, W.J.: Elimination of some problems encountered in total replacement of the heart with an intrathoracic mechanical pump: venous return. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 12, 301, 1966.

77. Nosé, Y. and Kolff, W.J.: The intracorporal mechanical heart. *Vasc. Dis.*, 3, 25, 1966.
78. Nosé, Y., Crosby, M., Woodward, K., Kwan-Gett, C.S., Hino, K. and Kolff, W.J.: Respect the integrity of large veins and Starling law. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 13, 273, 1967.
79. Nunn, D.B., Barila, T.G. and Atwood, E.L.: Hemolysis studies on three types of artificial heart pump valves. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 9, 253, 1963.
80. Panayotopoulos, E.K., Norton, S.H., Akutsu, T. and Kolff, W.J.: A reciprocating pump to drive an artificial heart inside the chest. *J. Thoracic and Cardiovasc. Surgery*, Vol. 48, 5, 1964.
81. Pierce, W.S., Burney, R.G., Williams, K.R. and Kirby, C.K.: A servomechanism to control the output of an artificial ventricle. *J. Appl. Physiol.*, 18, 1029, 1963.
82. Pierce, W.S., Morris, L., Gardiner, B.N., Burney, R.G., Leppik, I., Malmud, L. and Danielson, G.K.: Experimental use of a single mechanical ventricle to replace the dog's heart. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 11, 271, 1965.
83. Pierson, R.M., Camp, G.B. and Mathis, M.V.: Roller pump for artificial hearts using multichambered rubber tubing. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 11, 68, 1965.
84. Pierce, W.S., Boretos, J.W., Nolan, S.P., Metz, H.D., Morrow, A.G., and Turner, M.C.: Mechanical left ventricular assistance: experimental studies using an implantable roller pump. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 13, 299, 1967.
85. Rafferty, E.H., Kletschka, H.D., Wynyard, M., Larkin, J.T., Smith, L.V., Cheatham, B.: Artificial heart I. Application of non-pulsatile force-vortex principle. *Minnesota Med.*, 51, 11, 1968.
86. Rafferty, E.H., Kletschka, H.D., Wynyard, M., Larkin, J.T., Smith, L.V., Cheatham, B.: II. Application of nonpulsatile radially increasing pressure gradient pumping principle. *Minnesota Med.*, 51, 191, 1968.
87. Rafferty, E.H.: Discussion. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 16, 416, 1970.
88. Ranke, O.F.: *Physiologie des ZNS vom Standpunkt der Regelungslehre*. Verlag Urban und Schwarzenberg, München-Berlin 1960.
89. Report to the President. A National Program to Conquer Heart Disease, Cancer and Stroke, Vol. 1, December 1964.
90. Robinson, T.C., Kitrilakis, S.S. and Harmison, L.T.: The development of an implantable left ventricular assist device and rankine cycle power systems. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 16, 165, 1970.
91. Salisbury, P.F., Schulte, R. and Heyer, W.: Blood pump using the "diastolic embrace" principle. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 9, 251, 1963.
92. Sayer, P.N., Burrows, C., Ogoniak, J. Smith, A.O. and Wesolowski, S.A.: Ionic architecture at the vascular wall interface. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 10, 316, 1964.
93. Saxton, A.G. and Andrews, Ch.B.: An ideal heart pump with hydrodynamic characteristics analogous to the mammalian heart. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 6, 288, 1960.
94. Seidel, W., Akutsu, T., Mirkovitch, V., Brown, F. and Kolff, W.J.: Air driven artificial hearts inside the chest. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 7, 378, 1961.
95. Seidel, W., Hiller, K. and Kolff, W.J.: Performance of an adjustable heart substitute. *Amer. J. Medical Electronics*, 2, 222, 1963.
96. Sharp, W.V., Gardner, D.L. and Andresen, G.J.: A bioelectric polyurethane elastomere for intravascular replacement. *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs*, 12, 179, 1966.

97. Starling, E.H.: Linacre lecture on the law of the heart. Longman, Green & Co, London 1918.
98. Schaldach, M. und Bücherl, E.S.: Über eine Methode zur physiologischen Steuerung einer einkammerigen Hilfspumpe zur Entlastung des linken Ventrikels. Zeitschrift für die gesamte experimentelle Medizin, einschließlich experimentelle Chirurgie, Bd. 143, Heft 3/4, 1967, Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York.
99. Schaldach, M., Bücherl, E.S. und Franke, O.: An electronically controlled implantable auxiliary ventricle. Digest of the 7th international and biological engineering, S.385, Stockholm, 1967.
100. Schuder, J.C., Stephenson, H.E., Townsend, J.F.: Energy transfer into a closed chest by means of stationary coupling coils and a portable high-power oscillator. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 7, 327, 1961.
101. Schuder, J.C. and Stephenson, H.E.: Energy transport and conversion for a permanently implanted artificial heart. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 9, 286, 1963.
102. Schuder, J.C., Owens, J.H., Stephenson, H.E. and Mackenzie, J.W.: Response of dogs and mice to long-term exposure to the electromagnetic field required to power an artificial heart. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 14, 291, 1968.
103. Vadot, L., Estanove, J.F. and Marion, P.: Artificial ventricle with permanent internal flow-"whirl heart": Description and application for left ventricular assistance. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 14, 273, 1968.
104. Wallner, F.: Persönliche Mitteilung.
105. Wesolowski, S.A.: The role of the pulse in maintenance of the circulation during heart-lung bypass. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 1, 84, 1955.
106. Wetterer, E. und Kenner, Th.: Grundlagen der Dynamik des Arterienpulses. Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 1968.
107. Wiggers, C.J.: Physiology in health and disease. Lee & Felbiger, Philadelphia, 1954.
108. Wildevuur, C.R.H., Mrava, G.L., Crosby, M.J., Wright, J.I., Hladky, H.L., Andreson, G.J., Kon, T., Nosé, Y. and Pierson, R.M.: An artificial heart sensitive to atrial volume. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 14, 276, 1968.
109. Woodward, K.E., Straub, H., Nosé, Y. and Kolff, W.J.: An intra-thoracic artificial heart controlled by fluid amplifiers. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 12, 294, 1966.
110. Zacouto, F.: Über die Entwicklung implantierbarer Blutpumpen. (Versuchsherz DD II). Verhandl. Dtsch. Ges. Kreislaufforschg., 32, 206, 1966.

Lebenslauf

Am 31. Mai 1943 wurde ich als Sohn des Arztes Hans Otto Soulier und seiner Ehefrau Amalie, geb. Zumhasch, in Weimar geboren.

Von 1950 bis 1954 besuchte ich in Solingen - Ohligs die Grundschule, anschließend bis 1963 das Humboldt - Gymnasium. Das Abitur machte ich 1965 am Realgymnasium Tutzing.

Im Wintersemester 1965 / 66 begann ich mit dem Medizinstudium an der Freien Universität Berlin.

Die ärztliche Prüfung bestand ich vor dem Prüfungsausschuß der Freien Universität Berlin am 10. Februar 1972.

